

## Banco de adquisición de señales neuromusculares y biomecánicas del tobillo

Copaci, D.<sup>a,\*</sup>, Diaz Arranz, R.<sup>a</sup>, Blanco, D.<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Carlos III de Madrid, Avda. Universidad, no. 30, Leganés, 28911, Madrid, España.

### Resumen

En este trabajo se presenta el diseño y desarrollo de un banco de adquisición simultánea de señales neuromusculares y biomecánicas relacionadas con el movimiento de la articulación del tobillo. El sistema permite registrar señales de electromiografía de superficie (sEMG) de los principales músculos implicados en la flexión y extensión del tobillo: tibialis anterior (TA), soleus (SOL), y las porciones medial y lateral del gastrocnemio (GM y GL). Además, el diseño propuesto integra sensores para medir la posición angular del tobillo, así como la fuerza generada en movimientos de flexión plantar y dorsiflexión. El banco de adquisición ha sido diseñado para garantizar una sujeción segura del pie en diferentes posiciones como también permitir la repetibilidad de los movimientos durante las sesiones de medición. Este desarrollo constituye una herramienta útil para adquisición de datos de diferentes sujetos, creando un dataset para el entrenamiento de futuros modelos de aprendizaje tanto para rehabilitación como para evaluación motora.

*Palabras clave:* Tecnología de asistencia e ingeniería de rehabilitación, Avances en medición y procesamiento de señales, Análisis e interpretación de bioseñales, Ingeniería de rehabilitación y prestación de servicios de salud, Tecnología robótica.

### Acquisition platform for neuromuscular and biomechanical signals of the ankle

#### Abstract

This work presents the design and development of a platform for the simultaneous acquisition of neuromuscular and biomechanical signals related to ankle joint movement. The system enables the recording of surface electromyography (sEMG) signals from the main muscles involved in ankle flexion and extension: tibialis anterior (TA), soleus (SOL), and the medial and lateral heads of the gastrocnemius (GM and GL). Additionally, the proposed setup integrates sensors to measure the angular position of the ankle, as well as the force generated during plantarflexion and dorsiflexion movements. The acquisition platform has been designed to ensure secure foot fixation in various positions and to allow for repeatable movements during measurement sessions. This development provides a useful tool for acquiring data from different subjects, enabling the creation of a dataset for training future learning models aimed at both rehabilitation and motor evaluation applications.

*Keywords:* Assistive technology and rehabilitation engineering, Developments in measurement, signal processing, Bio-signals analysis and interpretation, Rehabilitation engineering and healthcare delivery, Robotics technology.

### 1. Introducción

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), aproximadamente 15 millones de personas sufren un ictus cada año a nivel global. De estos casos, se estima que 5 millones resultan en fallecimientos, mientras que otros 5 millones quedan con discapacidades permanentes, lo que representa una carga considerable tanto para las familias como para los sistemas de atención sanitaria Organization (2025a). Asimismo, la World Stroke Organization señala que más de 12 millones de

personas experimentarán su primer episodio de ictus durante el presente año Organization (2025b). Estas cifras reflejan la magnitud del problema y ponen de manifiesto la necesidad urgente de implementar estrategias eficaces de prevención, diagnóstico temprano y tratamiento del ictus a escala mundial.

La articulación del tobillo desempeña un papel fundamental en el control postural y la locomoción. Tras un ictus, los pacientes a menudo presentan alteraciones motoras, espasticidad y debilidad muscular que afectan directamente la funcionalidad de esta articulación, comprometiendo la marcha, el equilibrio y

\*Autor para correspondencia: dcopaci@ing.uc3m.es.es

la independencia funcional. En este contexto, la evaluación precisa del estado neuromuscular y biomecánico del tobillo resulta esencial para identificar déficits específicos y planificar intervenciones terapéuticas individualizadas. Asimismo, una rehabilitación temprana y dirigida puede mejorar significativamente la movilidad, prevenir deformidades articulares, reducir el riesgo de caídas y facilitar la reintegración del paciente a sus actividades diarias Serçe et al. (2021). Por tanto, la articulación del tobillo debe ser considerada una de las prioridades en los programas de rehabilitación postictus, tanto en la fase aguda como en el seguimiento a largo plazo.

Una evaluación exhaustiva de la articulación del tobillo posterior a un ictus, que contemple tanto los aspectos biomecánicos como neuromusculares, constituye un componente esencial para el diseño de estrategias de intervención terapéutica efectivas y personalizadas Ada et al. (2006). Además, la incorporación de señales biomecánicas y neuromusculares en los algoritmos de control permite una adaptación más precisa de la terapia de rehabilitación a las necesidades específicas de cada paciente, favoreciendo su participación activa en el proceso terapéutico Pons (2010).

En Yao et al. (2018) y Zhuang et al. (2021) se presenta un sistema de control de admisión adaptativo (AACS) para un exoesqueleto de tobillo, basado en un modelo musculoesquelético impulsado por señales de electromiografía (EMG). Para la interacción usuario-dispositivo, se utilizó un sistema de adquisición en forma de pedal, conectado a un sensor de par y a un motor, lo que permitió evaluar en tiempo real la respuesta del controlador bajo diferentes condiciones de rigidez articular.

Con el objetivo de mejorar la eficacia del entrenamiento de rehabilitación asistido por exoesqueletos robóticos, en Gui et al. (2019) se propone un método práctico y adaptativo para estimar el par articular activo a partir de señales EMG. En este caso, se empleó un exoesqueleto robótico de extremidad inferior con dos grados de libertad (DOF) tanto para la adquisición de datos como para el desarrollo del proceso de rehabilitación.

Asimismo, en Durandau et al. (2022) se desarrolla un modelo de estimación en tiempo real del par articular durante la marcha, utilizando señales combinadas de EMG y posición. De forma similar, en Zhang et al. (2021) se propone un enfoque basado en redes neuronales artificiales para estimar el par en la articulación del tobillo a partir de señales EMG, con el objetivo de mejorar la interacción entre el usuario y sistemas de asistencia robótica.

La utilización conjunta de señales de EMG con otras señales biomecánicas, como las de posición y fuerza, representa una estrategia prometedora para el desarrollo de nuevos modelos capaces de evaluar y personalizar las terapias de rehabilitación. Sin embargo, debido al elevado coste de muchas plataformas robóticas actuales, se hace necesaria la creación de nuevas plataformas de adquisición que permitan registrar estas señales de manera sincronizada, accesible y flexible.

El objetivo de este trabajo es el desarrollo de una plataforma de bajo coste orientada a la adquisición de datos procedentes de distintos sensores, con el fin de generar conjuntos de datos destinados al entrenamiento de modelos de aprendizaje automático. Entre las principales señales registradas se incluyen las señales de electromiografía (EMG) de superficie de músculos clave implicados en la movilización de la articulación del

tobillo, tales como el tibialis anterior (TA), soleus (SOL) y las porciones medial y lateral del gastrocnemio (GM). Además, el sistema permite la medición de la posición angular del tobillo, así como de las fuerzas aproximadas generadas durante los movimientos de flexión plantar y dorsiflexión.

Este artículo está estructurado en cuatro secciones. En la sección 2 se presentan los materiales y métodos, describiendo el diseño de la plataforma, la electrónica involucrada y la interfaz gráfica desarrollada. La sección 3 expone los resultados preliminares obtenidos con el banco de adquisición de señales. Finalmente, la sección 4 presenta las principales conclusiones de este trabajo.

## 2. Materiales y métodos

En esta sección se presenta el diseño de la plataforma de adquisición, así como los principales componentes que la integran, incluyendo los sensores utilizados y la interfaz de usuario desarrollada para la adquisición de señales.

### 2.1. Diseño de la plataforma

El diseño propuesto para el banco de adquisición señales está compuesto por un conjunto de elementos mecánicos que permiten posicionar y movilizar la articulación del tobillo en diferentes ángulos. Asimismo, el sistema permite limitar el rango de movimiento (ROM) en flexión plantar y dorsiflexión a determinados valores angulares, así como inmovilizar completamente la articulación, por ejemplo, en situaciones específicas como la medición de fuerzas. El diseño propuesto adopta un enfoque ajustable, lo que permite configurarlo de manera sencilla para adaptarse a distintas condiciones de medición y a las necesidades específicas de cada protocolo experimental. La Figura 1 muestra el diseño asistido por computadora (CAD) del banco de adquisición de señales propuesto.

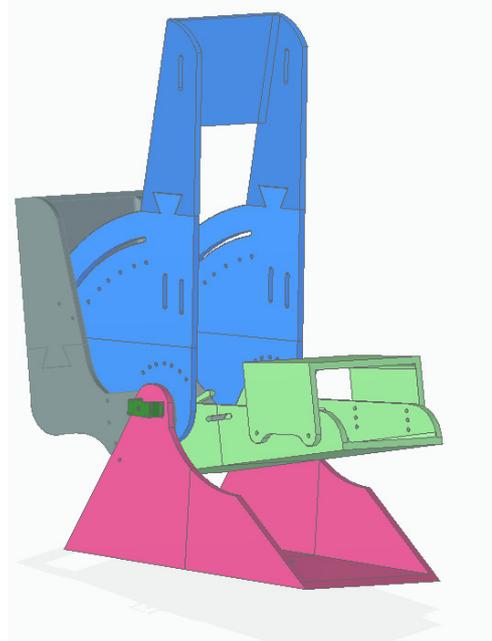


Figura 1: Diseño CAD del banco de adquisición de señales.

La Figura 1 muestra el diseño CAD de la plataforma propuesta para la medición de señales biomecánicas y neuromusculares de la articulación del tobillo. En la parte posterior del dispositivo (en la Figura 1, las piezas de color gris) se observa un respaldo vertical que actúa como tope para la pierna en el rango de rotación del tobillo. Las piezas de color azul representan un respaldo ajustable para la pierna. Este respaldo incorpora ranuras curvadas y perforaciones distribuidas radialmente, lo que permite ajustar mecánicamente el ángulo de dorsiflexión y flexión plantar, así como bloquear la articulación en posiciones específicas.

Sobre la base se integra una plataforma móvil para fijar el pie, que incluye un soporte frontal con una pieza superior ajustable en altura, destinada a fijar el pie durante la medición (en la Figura 1, las piezas de color verde claro). Estas piezas integran diferentes sensores de fuerza. Además, el sistema cuenta con una base de apoyo sobre el suelo (las piezas de color rosa). Todas las piezas fueron divididas en diferentes partes para poder ser impresas con una impresora 3D con una base de 20 × 20 cm.

El sistema cuenta con dos ejes de rotación, en los laterales, alrededor de los cuales giran las piezas móviles. Uno de estos ejes alberga un sensor de posición angular para la medición del movimiento de la articulación de tobillo. La pieza verde lateral de la Figura 1 es el soporte para este sensor.

El diseño en su conjunto restringe movimientos como la eversión/inversión o pronación/supinación, lo cual es fundamental para aislar el movimiento en el plano sagital y garantizar la precisión en la adquisición de datos.

Una vez finalizado el diseño, la mayoría de las piezas del banco de pruebas, con excepción de los ejes de giro, fueron fabricadas mediante impresión 3D utilizando ácido poliláctico (PLA).

## 2.2. Electrónica y sensores

El banco de pruebas desarrollado integra diferentes tipos de sensores para la adquisición de señales neuromusculares y biomecánicas del tobillo. En particular, se utilizaron sensores de electromiografía de superficie (EMG), sensores de presión/-fuerza y sensores de posición angular.

El sensor de electromiografía empleado fue el Quattro de Bioelettronica, un dispositivo portátil de cuatro canales, que permite la conexión al ordenador a través de USB o Bluetooth. Este sistema presenta una frecuencia de muestreo de 1024 Hz, adecuada para capturar con precisión la actividad eléctrica muscular. Los electrodos correspondientes a los cuatro canales de electromiografía fueron colocados sobre los siguientes músculos clave implicados en la movilización del tobillo: tibialis anterior (TA), soleus (SOL), gastrocnemio lateral (GL) y gastrocnemio medial (GM) Nordin and Frankel (2001). Las señales EMG, una vez captadas, fueron filtradas mediante un filtro paso banda (Butterworth, orden 10) entre 10 y 250 Hz, conservando únicamente las componentes frecuenciales relevantes. Posteriormente, las señales fueron rectificadas y se les aplicó un segundo filtrado mediante un filtro paso bajo de tipo Butterworth (orden 10) con una frecuencia de corte de 6 Hz, generando la envolvente de la señal, con el objetivo de suavizarla y facilitar su interpretación. Este último filtrado, la envolvente de la señal rectificada de EMG, puede omitirse, al igual que

la rectificación, dependiendo de la aplicación final, permitiendo almacenar las señales en su forma cruda.

Para la medición de la posición angular, se utilizó el sensor de efecto Hall AS5040 de ams, que ofrece una resolución de 10 bits (equivalente a 1024 posiciones en 360 °). La información digital se transmite al microcontrolador mediante el protocolo serial SSI (Synchronous Serial Interface). El sensor fue fijado solidariamente a la base de la plataforma, mientras que un imán se colocó frente al chip, unido al eje de rotación de la plataforma y, por tanto, de forma implícita, al eje de rotación del tobillo.

Por último, para la medición de fuerza/presión se utilizaron sensores FlexiForce Standard Model A201, capaces de medir fuerzas de hasta 100 lb (45,36 kg). Estos sensores fueron calibrados previamente mediante el uso de pesas estáticas, con el fin de convertir la salida del sensor en unidades de fuerza. Los sensores se colocaron en la parte superior e inferior de la plataforma, lo que permitió registrar la fuerza ejercida por el pie durante los movimientos de flexión plantar y dorsiflexión.

La adquisición de datos procedentes de los sensores de fuerza y de posición angular se realiza mediante un kit de desarrollo basado en el microcontrolador STM32F407G-DISC1, que incorpora un núcleo Arm® Cortex®-M4 de 32 bits con unidad de coma flotante (FPU), 1 Mbyte de memoria Flash y 192 Kbytes de RAM. Este kit ofrece múltiples interfaces de comunicación, entre las cuales se encuentra la interfaz SSI, utilizada para la lectura de datos del sensor de posición angular. Asimismo, dispone de entradas analógicas que permiten la adquisición de las señales provenientes de los sensores de fuerza y de los EMGs, utilizándose un total de 8 canales del ADC de forma simultánea. La sincronización de las señales se realiza directamente en el microcontrolador. Para la adquisición, se empleó una frecuencia de muestreo de 1 kHz.

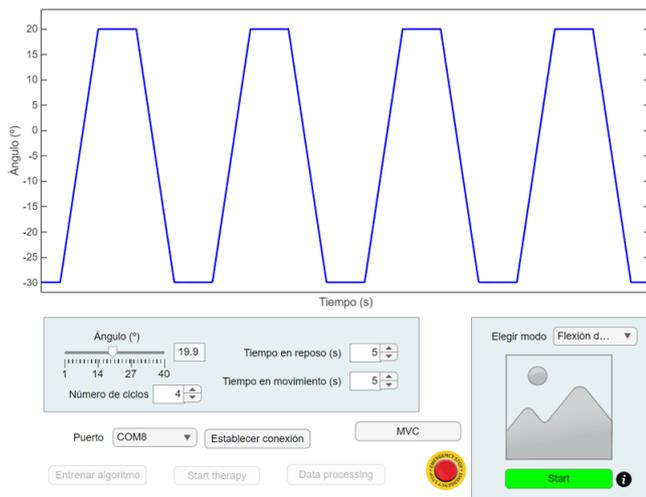
## 2.3. Interfaz gráfica

La adquisición de datos se gestiona a través de una interfaz desarrollada en Matlab App Designer, la cual permite registrar nuevos ios (pacientes), configurar el patrón de seguimiento para la adquisición de señales, y almacenar los datos recopilados en una base de datos estructurada para su posterior análisis.

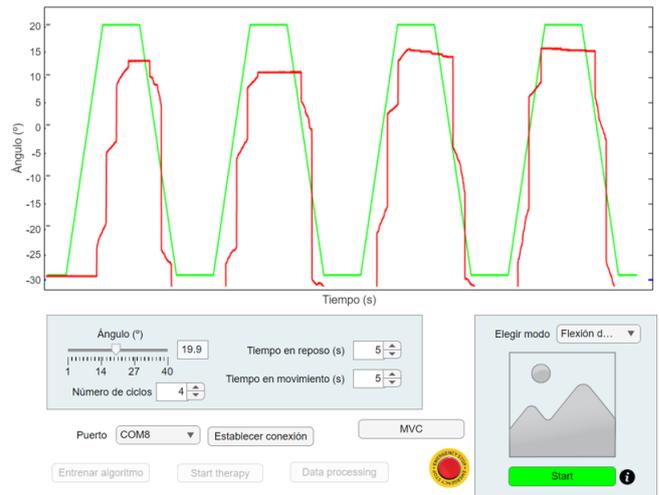
La interfaz está compuesta por múltiples pantallas funcionales, y ha sido diseñada con una visión modular que permitirá, en futuras etapas del proyecto, la conexión directa con el dispositivo de rehabilitación propuesto en el marco del proyecto SRAR – Robótica blanda para la rehabilitación del tobillo. En este contexto, se prevé el desarrollo de un nuevo dispositivo de rehabilitación flexible para el tobillo, accionado mediante actuadores de aleación con memoria de forma (SMA – Shape Memory Alloy), lo que permitirá una asistencia adaptativa y segura durante los ejercicios terapéuticos.

La primera pantalla de la interfaz permite realizar el registro de nuevos pacientes o acceder al historial de pacientes ya existentes. Asimismo, desde esta sección es posible seleccionar un paciente específico para iniciar una nueva sesión de adquisición de datos o elegir entre los diferentes modos de rehabilitación, ya sea pasiva o activa.

En la pantalla correspondiente a la rehabilitación activa (Figura 2), el terapeuta o personal médico puede configurar los parámetros de la etapa de adquisición de señales, incluyendo



(a) Interfaz de usuario durante el ajuste



(b) Interfaz de usuario durante la adquisición de datos

Figura 2: Interfaz de usuario para adquisición de datos.

los ángulos máximos de dorsiflexión y flexión plantar, así como la frecuencia del patrón de movimiento que debe seguir el paciente y el número de ciclos del ejercicio ( véase la Figura 2(a)). El patrón de movimiento implementado en el sistema sigue una forma trapezoidal, diseñada para facilitar la adquisición de señales en cuatro fases clave del ciclo de movimiento: flexión plantar activa; retención en posición de flexión plantar; flexión dorsal activa; y retención en posición de flexión dorsal. Esta estructura permite una segmentación precisa del movimiento, facilitando el análisis detallado de las respuestas neuromusculares y biomecánicas en cada fase del ejercicio.

Una vez configurados los parámetros de adquisición en la interfaz, se activa una señal de referencia representada en color verde, la cual se incrementa progresivamente en el tiempo. Esta señal sirve como guía visual que el usuario debe seguir mediante el movimiento activo de la articulación del tobillo. Simultáneamente, la señal correspondiente a la posición angular real del tobillo del usuario se representa en color rojo, superpuesta a la señal de referencia (véase la Figura 2(b)).

Todos los datos de posición angular, junto con las señales de electromiografía y fuerza, se almacenan automáticamente en la base de datos del sistema y en el formato .mat de Matlab. En el caso de que se desee únicamente adquirir datos de fuerza, el sistema permite bloquear la articulación del tobillo en una posición determinada, y realizar la medición en condiciones estáticas.

### 3. Resultados preliminares

El banco de adquisición de datos, fabricado en PLA e integrado con su electrónica, ha sido probado con un sujeto sano y se muestra en funcionamiento durante una prueba en la Figura 3. En dicha figura puede observarse la disposición de los sensores flexibles de fuerza (etiquetados como 1 — sensor de fuerza para el movimiento de dorsiflexión, y 2 — sensores de fuerza para el movimiento de flexión plantar), así como del sensor de referencia EMG ubicado sobre la rodilla. El resto de los sensores EMG se encuentran posicionados en la parte lateral y

posterior de la pierna, al igual que el sensor de posición en el eje. La sujeción mediante velcro fue omitida en la imagen con el fin de facilitar la visualización de los componentes.



Figura 3: Prototipo final del banco de adquisición de señales.

Durante la prueba de adquisición de datos se registraron las señales EMG de los grupos musculares de interés, junto con las

señales de fuerza y la posición angular del tobillo, durante tres repeticiones de dorsiflexión (los primeros 13 segundos) seguidas de tres repeticiones de flexión plantar (desde el segundo 13 hasta el segundo 26). Cabe destacar que el banco de adquisición fue configurado con un tope mecánico fijado alrededor de los 90 grados, correspondiente a la posición anatómica neutra del tobillo.

En la Figura 4 se presentan las envolventes de las señales EMG correspondientes a los cuatro músculos analizados. Se observa una activación muscular clara en el músculo TA durante los movimientos de dorsiflexión (señal en color azul), con ausencia (o valores muy bajos) de actividad durante los movimientos de flexión plantar. Por el contrario, la actividad muscular en los músculos antagonistas GM y GL es más pronunciada durante la flexión plantar. Debido a la facilidad del movimiento en ausencia de una fuerza de oposición significativa, no se detecta actividad muscular en el músculo SOL.

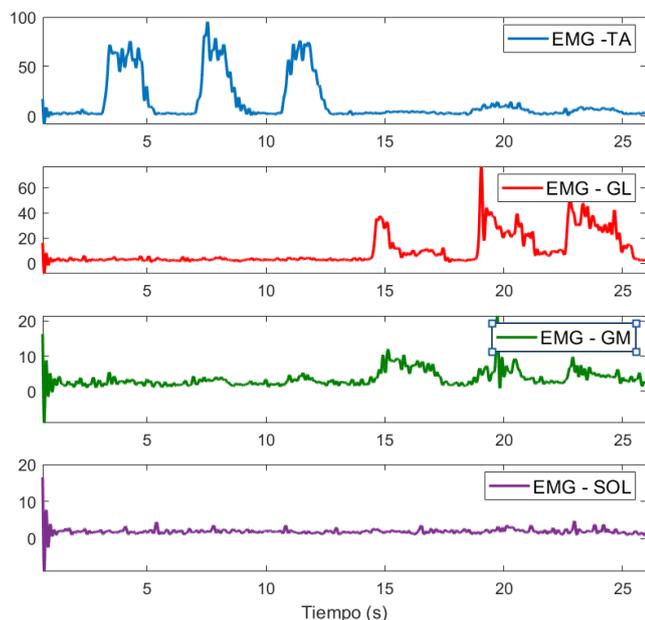


Figura 4: Envolvente de las señales EMG durante tres movimientos de dorsiflexión seguidos de tres movimientos de flexión plantar.

Las señales de fuerza adquiridas por los cuatro sensores se presentan en la Figura 5. Las tres primeras señales (en color azul, sensores 1, 2 y 3) corresponden a los sensores ubicados en la plantilla, los cuales registran la fuerza generada durante la flexión plantar. La última señal (en color rojo, sensor 4) corresponde al sensor encargado de medir la fuerza ejercida durante la dorsiflexión. Notar que el rango de la señal correspondiente al sensor 4 es un orden de magnitud inferior al resto. Dado que el movimiento de dorsiflexión es libre, el sensor 4 muestra valores de fuerza muy bajos. En cambio, los sensores de flexión plantar registran valores más elevados, ya que el usuario ejerce fuerza contra el tope mecánico del banco de adquisición de datos.

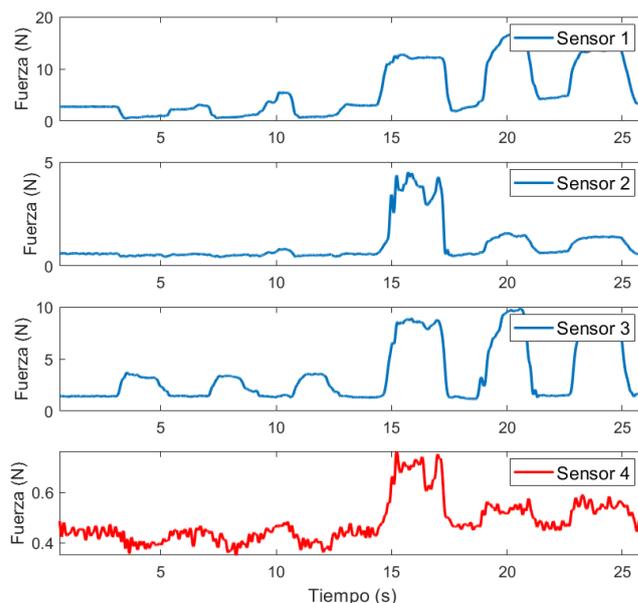


Figura 5: Señales de fuerza durante tres movimientos de dorsiflexión seguidos de tres movimientos de flexión plantar.

Por último, la posición angular de la articulación del tobillo se muestra en la Figura 6. Tal como se ha mencionado anteriormente, el tope mecánico del banco de adquisición impide el movimiento de flexión plantar, registrándose únicamente el movimiento de dorsiflexión, con un rango aproximado de 25 grados (de 115 grados a 90 grados). Este tope mecánico es configurable, permitiendo dejar la articulación libre o bloquearla en diferentes posiciones, según los objetivos específicos de la prueba.

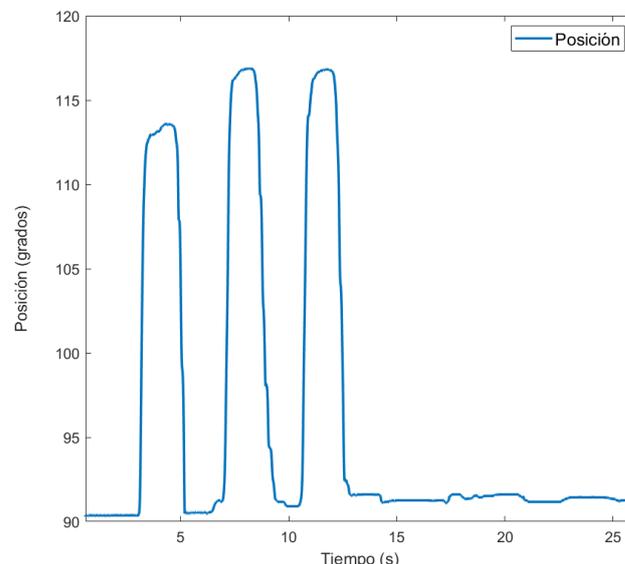


Figura 6: Posición angular de la articulación del tobillo.

#### 4. Conclusiones

El banco de adquisición desarrollado tiene como objetivo ofrecer una plataforma modular, sensorizada, portátil y de bajo coste, orientada a la adquisición de señales neuromusculares y

biomecánicas de la articulación del tobillo. El coste total de la plataforma, sin incluir los sensores de EMG, fue inferior a 200 euros. Los resultados preliminares demuestran la viabilidad del diseño propuesto, permitiendo la adquisición de señales de interés en diferentes configuraciones experimentales. Además, el desarrollo de una interfaz gráfica contribuirá a una adquisición de datos más controlada e intuitiva.

Aunque el diseño es prometedor, la plataforma actual presenta una limitación en términos de robustez, debido al material de fabricación empleado (PLA). Como trabajo futuro, se plantea la optimización del diseño y su fabricación en un material más resistente, o bien el refuerzo estructural de las piezas sometidas a mayores esfuerzos, empleando, por ejemplo, componentes en aluminio. Además, se considera necesario realizar un estudio más exhaustivo de los datos obtenidos por los sensores de fuerza, con el fin de validar su correcto funcionamiento y evaluar la viabilidad de utilizar dichos datos en algoritmos de aprendizaje.

Dentro del proyecto SRAR, el banco de adquisición de señales para la articulación del tobillo tiene como objetivo servir de soporte para la captura controlada de señales y su almacenamiento en una base de datos de forma etiquetada. Posteriormente, estos datos podrán utilizarse para el entrenamiento de distintos algoritmos de estimación de posición y fuerza a partir de señales EMG, así como para el desarrollo de algoritmos o modelos destinados a evaluar el estado del paciente a partir de dichas señales.

### Agradecimientos

La investigación que ha conducido a estos resultados ha recibido financiación del proyecto “SRAR, Robótica blanda para la rehabilitación del tobillo” bajo la subvención PID2023-149141OB-I00 financiada por MICIU/AEI/10.13039/501100011033 y por FEDER/UE, así como del proyecto iRoboCity2030-CM, Robótica inteligente para ciudades sostenibles (TEC-2024/TEC-62), funded by Programas de Actividades I+D en tecnologías de la Comunidad de Madrid.

### Referencias

- Ada, L., Dorsch, S., Canning, C. G., 2006. Strengthening interventions increase strength and improve activity after stroke: a systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy* 52 (4), 241–248.  
URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0004951406700034>  
DOI: [https://doi.org/10.1016/S0004-9514\(06\)70003-4](https://doi.org/10.1016/S0004-9514(06)70003-4)
- Durandau, G., Rampeltshammer, W. F., Kooij, H. v. d., Sartori, M., 2022. Neuromechanical model-based adaptive control of bilateral ankle exoskeletons: Biological joint torque and electromyogram reduction across walking conditions. *IEEE Transactions on Robotics* 38 (3), 1380–1394.  
DOI: 10.1109/TR0.2022.3170239
- Gui, K., Liu, H., Zhang, D., 2019. A practical and adaptive method to achieve emg-based torque estimation for a robotic exoskeleton. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 24 (2), 483–494.  
DOI: 10.1109/TMECH.2019.2893055
- Nordin, M., Frankel, V. H., 2001. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Organization, W. H., 2025a. World heart organization - stroke, cerebrovascular accident. <https://www.emro.who.int/health-topics/stroke-cerebrovascular-accident/index.html>, accessed: 2025-04-02.
- Organization, W. S., 2025b. World stroke organization - impact of stroke. <https://www.world-stroke.org/world-stroke-day-campaign/about-stroke>, accessed: 2025-04-02.
- Pons, J. L., 2010. Rehabilitation exoskeletal robotics. *IEEE engineering in medicine and biology magazine* 29 (3), 57–63.
- Serçe, A., Umay, E. K., ÇakçI, F. A., 2021. Early intensive multi-faceted rehabilitation in stroke patients: What is the best effective rehabilitation time? *Journal of Physical Medicine & Rehabilitation Sciences* 24 (3).
- Yao, S., Zhuang, Y., Li, Z., Song, R., 2018. Adaptive admittance control for an ankle exoskeleton using an emg-driven musculoskeletal model. *Frontiers in neurorobotics* 12, 16.
- Zhang, L., Li, Z., Hu, Y., Smith, C., Farewik, E. M. G., Wang, R., 2021. Ankle joint torque estimation using an emg-driven neuromusculoskeletal model and an artificial neural network model. *IEEE Transactions on Automation Science and Engineering* 18 (2), 564–573.  
DOI: 10.1109/TASE.2020.3033664
- Zhuang, Y., Leng, Y., Zhou, J., Song, R., Li, L., Su, S. W., 2021. Voluntary control of an ankle joint exoskeleton by able-bodied individuals and stroke survivors using emg-based admittance control scheme. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 68 (2), 695–705.  
DOI: 10.1109/TBME.2020.3012296