



EDUCACIÓN

SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

Tecnológico Nacional de México

**Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico**

Tesis de Maestría

**Caracterización de la rigidez en articulación de tobillo
utilizando un rehabilitador de tobillo de 2 GDL**

presentada por

Ing. Rodrigo Amador García Cerda

como requisito para la obtención del grado de
Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica

Director de tesis

Dr. Andrés Blanco Ortega

Cuernavaca, Morelos, México. Agosto de 2025.



Educación
Secretaría de Educación Pública



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO



Centro Nacional de Investigación y Desarrollo tecnológico
Subdirección Académica

Cuernavaca Mor, 27/junio/2025

Oficio No. SAC/160/2025

Asunto: Autorización de impresión de tesis

RODRIGO AMADOR GARCÍA CERDA
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA
P R E S E N T E

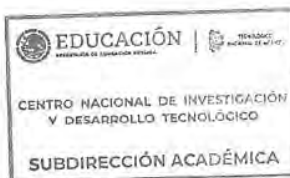
Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado **"Caracterización de la rigidez en articulación del tobillo utilizando un rehabilitador de tobillo de 2 GDL"**, ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica®
"Conocimiento y Tecnología al Servicio de México"

CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO



c.c.p. Departamento de Ingeniería Mecánica
Departamento de Servicios Escolares

CMAZ/lmz



2025
Año de
La Mujer
Indígena

Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira,
C. P. 62490, Cuernavaca, Morelos Tel. 01 (777) 3627770, ext. 4104,
e-mail: acad_cenidet@tecnm.mx tecnm.mx | cenidet.tecnm.mx





Educación
Secretaría de Educación Pública



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO



Centro Nacional de Investigación y Desarrollo tecnológico
Departamento de Ingeniería Mecánica

Cuernavaca, Mor., 27/junio /2025
OFICIO No. DIM/126/2025
Asunto: Aceptación de documento de tesis
CENIDET-AC-004-M14-OFICIO

DR. CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
PRESENTE

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del C. Rodrigo Amador García Cerda con número de control M23CE141, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis de grado titulado "Caracterización de la rigidez en articulación del tobillo utilizando un rehabilitador de tobillo de 2 GDL" y hemos encontrado que se han atendido todas las observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.

Dr. Andrés Blanco Ortega
Director de tesis

Dr. Eladio Martínez Rayón
Revisor 1

Dr. Jorge Colín Ocampo
Revisor 2

Dr. Arturo Abúndez Pliego
Revisor 3

C.c.p. Depto. Servicios Escolares.
Expediente / Estudiante



2025
Año de
La Mujer
Indígena

Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira,
C. P. 62490, Cuernavaca Morelos Tel. 01 (777) 3627770, ext. 2108,
e-mail: dir_cenidet@tecnm.mx tecnm.mx | cenidet.tecnm.mx





Cuernavaca, Mor., **11/agosto/2025**

Oficio No. SAC/198/2025

Asunto: Autorización para presentar
examen de grado

RODRIGO AMADOR GARCÍA CERDA
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN
CIENCIAS EN INGENIERÍA MECÁNICA
PRESENTE

Me es grato comunicarle que una vez cubiertos todos los requisitos necesarios para presentar el examen de grado de **Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica**, con la tesis titulada **"Caracterización de la rigidez en articulación del tobillo utilizando un rehabilitador de tobillo de 2 GDL"**, dirigida por el Dr. Andrés Blanco Ortega, **SE AUTORIZA** la presentación del mismo el día 13 de agosto de 2025, a las 12:00 horas, en el auditorio de este centro.

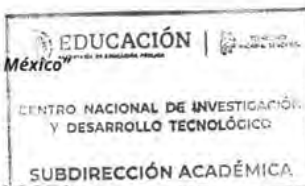
Aprovecho la ocasión para desearle el mejor de los éxitos en su examen, así como en su vida profesional, y agradecerle la confianza depositada en nuestra institución para la realización de sus estudios.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica®

"Conocimiento y Tecnología al Servicio de México"

CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO



c.c.p. Departamento de Ingeniería Mecánica
Departamento de Servicios Escolares

CMAZ/lmz



2025
Año de
La Mujer
Indígena

Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira,
C. P. 62490, Cuernavaca, Morelos Tel. 01 (777) 3627770, ext. 4104,
e-mail: acad_cenidet@tecnm.mx tecnm.mx | cenidet.tecnm.mx

cenidet
Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico



100% PLÁSTICO

Dedicatoria

A mis padres y a mi hermano, por ser mi base, mi impulso y mi sostén. Por estar ahí en cada paso, con palabras de aliento, con paciencia infinita y con ese amor que nunca ha fallado. Este logro también es de ustedes.

A ti, mi amor, por no soltar mi mano cuando más lo necesitaba. Por tu apoyo constante, por tu presencia silenciosa en los días duros y por celebrarlo todo, incluso lo pequeño. Gracias por creer tanto en mí.

A mis amigos del CENIDET, con quienes compartí no solo proyectos y desvelos, sino también risas, aprendizajes y momentos que guardaré para siempre. Ustedes hicieron que este camino fuera más llevadero y mucho más humano.

A quienes me guiaron durante este proceso, gracias por su tiempo, por sus ideas y por ayudarme a mirar más allá de mis propios límites.

Y a todas las personas y espacios que me brindaron apoyo a lo largo de esta etapa: gracias. Esta tesis representa más que un trabajo académico; es el reflejo de cada conversación, cada esfuerzo compartido y cada paso dado junto a ustedes.

Agradecimientos

A Dios, por ser guía, fortaleza y compañía constante a lo largo de este camino. Por darme la vida, salud y la oportunidad de culminar esta etapa tan significativa.

A mis padres y a mi hermano, por su amor incondicional, sus enseñanzas, su ejemplo de trabajo y su constante apoyo en cada paso de mi formación. Gracias por ser mi motor y mi inspiración.

A mi novia, por su apoyo incondicional, por estar siempre presente en los momentos difíciles y por brindarme ánimo, comprensión y cariño en todo momento. Tu compañía ha sido fundamental para alcanzar este logro.

A mis amigos del CENIDET, gracias por compartir este camino, por las conversaciones, el compañerismo y por hacer más llevadero y ameno este proceso académico y personal.

A mi asesor de tesis el Dr. Andrés Blanco O., por su orientación, paciencia y compromiso con el desarrollo de este trabajo; y a mi comité revisor, los Dres. Arturo Abundes P., Jorge Colín O. y Eladio Martínez R., por sus valiosas observaciones, tiempo y aportaciones que enriquecieron esta investigación.

Al SECIHTI (anteriormente CONAHCYT), por el respaldo brindado durante el transcurso de esta tesis y por fomentar las condiciones necesarias para que futuros investigadores puedan continuar generando conocimiento y desarrollo científico.

Finalmente, al CENIDET y a toda la comunidad del Tecnológico Nacional de México (TECNM), por ser parte fundamental de mi formación profesional y por ofrecer un entorno que impulsa la excelencia, el aprendizaje y el crecimiento integral.

Resumen

La rehabilitación de tobillo es un proceso diseñado para ayudar a recuperar la función y fuerza de la articulación después de una lesión, donde los músculos que permanecen en reposo tienden a atrofiarse. Este proceso comienza con una evaluación por un profesional de la salud para entender la gravedad de la lesión, tratamiento, las acciones a realizar y con ello establecer las etapas a seguir para su proceso de rehabilitación. El tiempo de recuperación varía según la gravedad de la lesión, edad, condición, entre otros factores. Las técnicas actualmente utilizadas en las rutinas de rehabilitación son graduales y constan de un seguimiento, que tienen el objetivo de evolucionar de manera constante hasta lograr la normalidad de la articulación en medida de lo posible.

Hasta el momento este tipo de terapias evolutivas normalmente no son acompañadas de un parámetro evaluador que permita identificar avances logrados respecto a la recuperación de la lesión. Es por ello la necesidad de implementar un control para en un rehabilitador de tobillo de 2 grados de libertad (GDL), donde a través de la identificación de parámetros obtenidos por señales permitan la caracterización de la rigidez, la cual puede ser un índice de la evolución de la lesión. Por lo que, en este proyecto de investigación, se implementará la técnica de identificación algebraica para estimar la rigidez en articulaciones de tobillo.

El dispositivo rehabilitador se configura para imitar las condiciones funcionales del tobillo y aplicar cargas de manera controlada. La recopilación de datos en tiempo real proporciona ventajas hacia las respuestas biomecánicas del tobillo, permitiendo capturar información de la complejidad de los movimientos articulares y monitorear las adaptaciones en tiempo real. Este nivel de detalle no solo es esencial para la evaluación inicial de la rigidez, sino que también ofrecerá una base sólida para ajustar y personalizar los programas de rehabilitación según las necesidades específicas de cada individuo.

La identificación algebraica entra en juego al emplear modelos matemáticos para describir las interacciones complejas entre las diferentes estructuras del tobillo. Al aplicar técnicas algebraicas avanzadas, se puede desentrañar los factores que contribuyen a la rigidez articular, permitiendo una caracterización más precisa y detallada. Este método no solo mejora la objetividad de la evaluación, sino que también abre nuevas posibilidades para comprender mejor las variaciones individuales en la respuesta a la rehabilitación.

Además, este enfoque no se limita simplemente a la evaluación estática de la rigidez. También, la monitorización en tiempo real del dispositivo rehabilitador permite la observación dinámica de la respuesta del tobillo a diferentes niveles de carga y movimientos. Esto proporciona información valiosa sobre la adaptabilidad de la articulación, lo que puede ser fundamental para diseñar estrategias de intervención que aborden no solo la rigidez presente, sino también la capacidad de adaptación a nuevas demandas funcionales.

En resumen, la combinación de un dispositivo rehabilitador de 2 GDL y el método de identificación algebraica no solo representa un avance técnico en la evaluación de la rigidez

del tobillo, sino que también sienta las bases para una comprensión más completa y personalizada de las necesidades de rehabilitación de cada individuo. Este enfoque integrador tiene el potencial de transformar la práctica clínica al proporcionar datos precisos y procesables, para intervenciones más efectivas y personalizadas en el ámbito de la fisioterapia y la rehabilitación músculoesquelética.

Se desarrolló un modelo matemático detallado para describir el comportamiento dinámico del tobillo, considerando las relaciones entre las fuerzas aplicadas y los movimientos resultantes. Con este modelo, se diseñaron e implementaron controladores PD (Proporcional-Derivativo) y PID (Proporcional-Integral-Derivativo) que permiten un control preciso de los movimientos del tobillo. Estos controladores fueron probados y ajustados para asegurar un seguimiento exacto de las trayectorias programadas.

Además, se seleccionaron sensores y motores para medir parámetros clave como la posición angular y la aceleración del tobillo. Los componentes seleccionados proporcionan datos cruciales para el control del sistema. El uso de estos sensores garantiza una retroalimentación precisa y en tiempo real, lo cual es esencial para ajustar y optimizar el rendimiento del sistema.

Los resultados obtenidos con el dispositivo rehabilitador de tobillo de 2 GDL basados en la técnica de identificación algebraica para la estimación de la rigidez articular, fueron favorables. Se realizaron pruebas experimentales con 10 usuarios sanos, obteniéndose mediciones consistentes y comparables con los valores reportados en la bibliografía especializada. Esto valida la precisión del sistema propuesto y demuestra su viabilidad como herramienta para la evaluación funcional del tobillo.

Abstract

Ankle rehabilitation is a process designed to help restore the joint's function and strength after an injury, where the muscles that remain inactive tend to atrophy. This process begins with an evaluation by a healthcare professional to understand the severity of the injury, the appropriate treatment, and the actions to be taken, thus establishing the stages to follow for the rehabilitation process. Recovery time varies depending on the severity of the injury, age, condition, and other factors. The techniques currently used in rehabilitation routines are progressive and include follow-up steps, aiming to gradually evolve until joint normality is achieved, as much as possible.

Until now, these types of progressive therapies are usually not accompanied by an evaluation parameter that allows tracking progress made in injury recovery. This highlights the need to implement a control system in an ankle rehabilitation device with 2 degrees of freedom (DOF), where the identification of parameters obtained from signals allows for the characterization of joint stiffness, which may serve as an index of recovery progress. Therefore, in this research project, the algebraic identification technique will be implemented to estimate stiffness in ankle joints.

The rehabilitation device is configured to mimic the ankle's functional conditions and to apply loads in a controlled manner. Real-time data collection provides advantages in understanding the biomechanical responses of the ankle, allowing the capture of complex joint movement information and the ability to monitor adaptations in real time. This level of detail is essential not only for the initial stiffness evaluation but also to provide a solid foundation for adjusting and personalizing rehabilitation programs to meet each individual's specific needs.

Algebraic identification plays a key role by using mathematical models to describe the complex interactions between different ankle structures. By applying advanced algebraic techniques, the contributing factors to joint stiffness can be uncovered, enabling more precise and detailed characterization. This method not only improves the objectivity of the evaluation but also opens new possibilities for better understanding individual variations in rehabilitation response.

Moreover, this approach is not limited to static evaluation of stiffness. The real-time monitoring of the rehabilitation device also allows dynamic observation of the ankle's response to different load levels and movements. This provides valuable information about the joint's adaptability, which can be essential for designing intervention strategies that address not only existing stiffness but also the ability to adapt to new functional demands.

In summary, the combination of a 2-DOF rehabilitation device and the algebraic identification method not only represents a technical advancement in ankle stiffness evaluation, but also lays the groundwork for a more comprehensive and personalized understanding of each individual's rehabilitation needs. This integrative approach has the

potential to transform clinical practice by providing accurate, actionable data, paving the way for more effective and customized interventions in the field of physiotherapy and musculoskeletal rehabilitation.

A detailed mathematical model was developed to describe the dynamic behavior of the ankle, considering the relationships between applied forces and the resulting movements. Based on this model, PD (Proportional-Derivative) and PID (Proportional-Integral-Derivative) controllers were designed and implemented to enable precise control of ankle movements. These controllers were tested and tuned to ensure accurate tracking of programmed trajectories.

Additionally, sensors and motors were selected to measure key parameters such as ankle angular position and acceleration. The selected components provide crucial data for system control. The use of these sensors ensures accurate, real-time feedback, which is essential for adjusting and optimizing system performance.

The results obtained with the 2-DOF ankle rehabilitation device, based on the algebraic identification technique for estimating joint stiffness, were favorable. Experimental tests were conducted with 10 healthy users, yielding consistent measurements that were comparable to values reported in the specialized literature. This validates the accuracy of the proposed system and demonstrates its viability as a tool for functional ankle evaluation.

Contenido

	Página
Lista de figuras	v
Lista de tablas	vii
Abreviaturas y acrónimos	ix
CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN.....	19
1.1. ANTECEDENTES	19
1.1.1. Rehabilitadores de tobillo	20
1.1.2. Rehabilitadores de tobillo robóticos	35
1.1.2.1. Plataformas de rehabilitación activa	36
1.2. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA.....	39
1.3. OBJETIVOS.....	40
1.3.1. Objetivo general.....	40
1.3.2. Objetivos específicos	40
1.4. HIPÓTESIS.....	40
1.5. JUSTIFICACIÓN.....	41
CAPÍTULO 2: ANÁLISIS DE FUNDAMENTOS	42
2.1. MARCO CONCEPTUAL	42
2.1.1. Complejidad del problema	42
2.2. MARCO CONTEXTUAL.....	45
2.3. MARCO TEÓRICO	47
2.3.1. Movimientos naturales del tobillo.....	47
2.3.2. Rehabilitación y fases de recuperación.....	48
2.3.2.1. Tipos de rehabilitación.....	49
2.3.3. Sistemas de control	50
CAPÍTULO 3: MÁQUINA DE REHABILITACIÓN DE TOBILLO.....	55
3.1. FUNDAMENTO TEÓRICO MATEMÁTICO.....	55
3.1.1. Descripción del sistema	55
3.1.2. Modelo matemático.....	56
3.1.3. Control PD.....	59
3.1.4. Control PID.....	60
3.2. IDENTIFICACIÓN ALGEBRAICA.....	62
3.2.1. Identificación de la rigidez para x	62
3.2.2. Identificación de la perturbación para y	64
3.2.3. Conversión de movimiento traslacional a rotacional	65
CAPÍTULO 4: INSTRUMENTACIÓN, DISEÑO DE INTERFAZ GRÁFICA Y MUESTREO DE DATOS ON-LINE	67
4.1. Equipo e infraestructura utilizado.....	68
4.2. Diseño de interfaz.....	69

CAPÍTULO 5: ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS	77
5.1. <i>Simulaciones con el control tipo PID para seguimiento de trayectoria en el programa MSC Adams</i>	77
5.2. <i>Sistema con rigidez de resorte conocido y bajo variaciones de carga</i>	<i>81</i>
5.3. <i>Pruebas con usuarios</i>	<i>101</i>
CAPÍTULO 6: CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....	140
6.1. <i>Conclusiones.....</i>	<i>140</i>
6.2. <i>Resultados obtenidos en pruebas con usuarios</i>	<i>142</i>
6.3. <i>Trabajos futuros</i>	<i>143</i>
BIBLIOGRAFÍA	144

Lista de figuras

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN.....	19
FIGURA 1. 1 PLANOS ANATÓMICOS EN EL PIE/TOBILLO Y SUS MOVIMIENTOS [1].....	20
FIGURA 1.2 PROTOTIPO VIRTUAL DE REHABILITADOR DE TOBILLO [2].....	21
FIGURA 1. 3 REHABILITADOR DE TOBILLO DE 2 GDL CON MOVIMIENTOS X-Y [4].	21
FIGURA 1. 4 MÁQUINA DE REHABILITACIÓN DE TOBILLO 2 GDL [7].....	22
FIGURA 1.5 PROTOTIPO REHABILITADOR DE TOBILLO DE 3 GDL [9].	22
FIGURA 1.6 PROTOTIPO DE REHABILITADOR DE TOBILLO DE 2 GDL [11].....	22
FIGURA 1.7 UN DISPOSITIVO MANUAL DE EVALUACIÓN DE LA ARTICULACIÓN DEL TOBILLO: (A) DIRECCIÓN DE RUEDA; (B) TAPÓN MECÁNICO; (C) BARRA; (D) TORQUÍMETRO; (E) PLACA GIRATORIA; (F) PLATAFORMA PARA LOS PIES; (G) POTENCIÓMETRO [15].	24
FIGURA 1.8 DISPOSITIVO DE CUNA OSCILANTE DE INVERSIÓN/EVERSIÓN [16].	25
FIGURA 1.9 MOTOR CONTROLADO CON RETROALIMENTACIÓN DE POSICIÓN Y VELOCIDAD [17].	25
FIGURA 1.10 REHABILITADOR DE TOBILLO PARA MOVIMIENTOS SAGITALES Y FRONTALES [18].....	26
FIGURA 1.11 A) ARTICULACIÓN FUNCIONAL MONTADA EN EL TOBILLO, B) CONFIGURACIÓN DE PRUEBAS Y C) RIGIDEZ DEL TOBILLO ENTRE LAS FASES DEL CICLO DE LA MARCHA DURANTE UN EXPERIMENTO DINÁMICO [24].....	27
FIGURA 1.12 FOTOGRAFÍA DEL PROTOTIPO DEL ROBOT DE TOBILLO DEL MIT (ANKLEBOT) [33].	30
FIGURA 1.13 RELACIÓN ENTRE EL RANGO DE MOVIMIENTO ACTIVO (ROM) DEL TOBILLO Y LA RIGIDEZ EN PLANTARFLEXIÓN DEL TOBILLO [40].	31
FIGURA. 1.14 COMPONENTES DE LA ÓRTESIS PARA LA MEDICIÓN DE RIGIDEZ [42].	32
FIGURA 1.15 LA RIGIDEZ MEDIA EN CARGA PARA TRES AFO (ÓRTESIS TOBILLO-PIE) MEDIDAS CON LOS DISPOSITIVOS SMAPP Y BRUCE. CADA (°) REPRESENTA DATOS DE UN CICLO INDIVIDUAL [43].....	33
FIGURA 1.16 (A) EQUIPO PARA LA EVALUACIÓN DE LA RIGIDEZ (B) MUESTRA EL MODELO MASA-RESORTE DEL SISTEMA (C) EL DIAGRAMA DE LOS BRAZOS DE MOMENTO [53].....	34
FIGURA 1. 17 MÁQUINA CPM KINETEC 5190 [57].	37
FIGURA 1. 18 OPTIFLEX ANKLE CPM [58].	38
FIGURA 1. 19 JACE ANKLE A330 CPM [59].	39
CAPÍTULO 2: ANÁLISIS DE FUNDAMENTOS	42
FIGURA 2. 1 ESGUINCE DE TOBILLO [60].	43
FIGURA 2. 2 GRADOS DE ESGUINCE DE TOBILLO [60].....	44
FIGURA 2.3 MOVIMIENTOS NATURALES DE UN PIE-TOBILLO [82].....	48
FIGURA 2.4 TIPOS DE REHABILITACIÓN [56].	50
FIGURA 2.5 MODOS BÁSICOS DE CONTROL REPRESENTADOS EN EL CONTROLADOR PID [86].	52
FIGURA 2.6 ESQUEMA DE UN CONTROL DE IMPEDANCIAS GENERAL [91].	53
FIGURA 2.7 REPRESENTACIÓN DE LAS REDES EQUIVALENTES DE ENLACE A) CONTROL DE FUERZA PURA, B) CONTROL DE IMPEDANCIA [91].	53
CAPÍTULO 3: MÁQUINA DE REHABILITACIÓN DE TOBILLO.....	55
FIGURA 3.1 REHABILITADOR DE TOBILLO 2GDL.	55
FIGURA 3.2 PERSPECTIVAS DE VISTA DEL REHABILITADOR.....	56
FIGURA 3.3 DISPOSITIVO REHABILITADOR DE 2GDL A UTILIZAR.	56
FIGURA 3.4 DIAGRAMA DE CUERPO LIBRE DE REHABILITADOR DE 2GDL.....	57
FIGURA 3.5 REPRESENTACIÓN DEL IDENTIFICADOR ALGEBRAICO EN EL ENTORNO SIMULINK.	66
CAPÍTULO 4: INSTRUMENTACIÓN, DISEÑO DE INTERFAZ GRÁFICA Y MUESTREO DE DATOS ON-LINE	67

FIGURA 4.1 CONTROL PID EN LABVIEW.	70
FIGURA 4.2 POLINOMIO DE BEZIER EN LABVIEW.	70
FIGURA 4.3 ACTIVACIÓN DE LOS MOTORES Y RESTRICCIÓN DE POSICIÓN TRUE LABVIEW.	71
FIGURA 4.4 ACTIVACIÓN DE LOS MOTORES Y RESTRICCIÓN DE POSICIÓN FALSE LABVIEW.	71
FIGURA 4.5 LECTURA Y CALIBRACIÓN DE SENSORES FSR 400.....	72
FIGURA 4.6 OBTENCIÓN DE CORRIENTE Y VOLTAJE APLICADO LABVIEW	73
FIGURA 4.7 IDENTIFICACIÓN ALGEBRAICA KY LABVIEW.....	74
FIGURA 4.8 CONVERSIÓN DE MOVIMIENTO TRASNACIONAL A ROTACIONAL.	74
FIGURA 4.9 INTERFAZ GRÁFICA DE MUESTREO LABVIEW.	75
FIGURA 4.10 DIAGRAMA DE CONEXIONES DE MOTORES Y SENSORES.....	76
CAPÍTULO 5: ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS	77
FIGURA 5.1 RESPUESTA AL MOVIMIENTO LINEAL Y ANGULAR θ SIN PERTURBACIONES PARA EL MOVIMIENTO DE ABDUCCIÓN.	79
FIGURA 5.2 RESPUESTA AL MOVIMIENTO LINEAL Y ANGULAR θ SIN PERTURBACIONES PARA EL MOVIMIENTO DE ADUCCIÓN.....	80
FIGURA 5.3 RESPUESTA AL MOVIMIENTO LINEAL Y ANGULAR A SIN PERTURBACIONES PARA EL MOVIMIENTO DE DORSIFLEXIÓN.	80
FIGURA 5.4 RESPUESTA AL MOVIMIENTO LINEAL Y ANGULAR A SIN PERTURBACIONES PARA EL MOVIMIENTO DE PLANTARFLEXIÓN.	81
FIGURA 5.5 MOTOR1 PLATAFORMA SIN PESO DORSIFLEXIÓN.....	82
FIGURA 5.6 MOTOR1 PLATAFORMA SIN PESO PLANTARFLEXIÓN.....	83
FIGURA 5.7 MOTOR1 PLATAFORMA CON RESORTE DORSIFLEXIÓN.	84
FIGURA 5.8 MOTOR1 PLATAFORMA CON RESORTE PLANTARFLEXIÓN.	85
FIGURA 5.9 MOTOR1 2.300 KG DORSIFLEXIÓN.....	86
FIGURA 5.10 MOTOR1 2.300 KG PLANTARFLEXIÓN.....	87
FIGURA 5.11 MOTOR1 2.900 KG DORSIFLEXIÓN.....	88
FIGURA 5.12 MOTOR1 2.900 KG PLANTARFLEXIÓN.....	89
FIGURA 5.13 MOTOR1 3.350 KG DORSIFLEXIÓN.....	90
FIGURA 5.14 MOTOR1 3.350 KG PLANTARFLEXIÓN.....	90
FIGURA 5.15 MOTOR2 PLATAFORMA SIN PESO ABDUCCIÓN.....	92
FIGURA 5.16 MOTOR2 PLATAFORMA SIN PESO ADUCCIÓN.....	92
FIGURA 5.17 MOTOR2 PLATAFORMA CON RESORTE ABDUCCIÓN.....	93
FIGURA 5.18 MOTOR2 PLATAFORMA CON RESORTE ADUCCIÓN.....	94
FIGURA 5.19 MOTOR2 1.680KG ABDUCCIÓN.....	95
FIGURA 5.20 MOTOR2 1.680KG ADUCCIÓN.....	96
FIGURA 5.21 MOTOR2 2.300KG ABDUCCIÓN.....	97
FIGURA 5.22 MOTOR2 2.300KG ADUCCIÓN.....	97
FIGURA 5.23 MOTOR2 2.90KG ABDUCCIÓN.....	98
FIGURA 5.24 MOTOR2 2.90KG ADUCCIÓN.....	99
FIGURA 5.25 MOTOR2 5.100KG ABDUCCIÓN.....	100
FIGURA 5.26 MOTOR2 5.100KG ADUCCIÓN.....	100
FIGURA 5.27 USUARIOS EN FASE DE PRUEBA.....	101
FIGURA 5.28 USUARIO 1 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN.....	103
FIGURA 5.29 USUARIO 1 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN, PARÁMETROS.	104
FIGURA 5.30 USUARIO 1 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN.....	104
FIGURA 5.31 USUARIO1 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN, PARÁMETROS.....	105
FIGURA 5.32 USUARIO 2 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN.....	107
FIGURA 5.33 USUARIO 2 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN, PARÁMETROS.	107
FIGURA 5.34 USUARIO 2 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN.....	108
FIGURA 5.35 USUARIO 2 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN, PARÁMETROS.....	108
FIGURA 5.36 USUARIO 3 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN.....	110

FIGURA 5.37 USUARIO 3 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN, PARÁMETROS.	111
FIGURA 5.38 USUARIO 3 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN.	111
FIGURA 5.39 USUARIO 3 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN, PARÁMETROS.	112
FIGURA 5.40 USUARIO 4 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN.....	114
FIGURA 5.41 USUARIO 4 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN PARÁMETROS.	114
FIGURA 5.42 USUARIO 4 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN.	115
FIGURA 5.43 USUARIO 4 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN, PARÁMETROS.	115
FIGURA 5.44 USUARIO 5 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN.....	117
FIGURA 5.45 USUARIO 5 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN, PARÁMETROS.	118
FIGURA 5.46 USUARIO 5 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN.	118
FIGURA 5.47 USUARIO 5 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN, PARÁMETROS.	119
FIGURA 5.48 USUARIO 6 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN.....	121
FIGURA 5.49 USUARIO 6 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN, PARÁMETROS.	121
FIGURA 5.50 USUARIO 6 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN.	122
FIGURA 5.51 USUARIO 6 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN, PARÁMETROS.	122
FIGURA 5.52 USUARIO 7 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN.....	124
FIGURA 5.53 USUARIO 7 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN, PARÁMETROS.	125
FIGURA 5.54 USUARIO 7 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN.	125
FIGURA 5.55 USUARIO 7 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN, PARÁMETROS.	126
FIGURA 5.56 USUARIO 8 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN.....	128
FIGURA 5.57 USUARIO 8 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN, PARÁMETROS.	128
FIGURA 5.58 USUARIO 8 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN.	129
FIGURA 5.59 USUARIO 8 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN, PARÁMETROS.	129
FIGURA 5.60 USUARIO 9 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN.....	131
FIGURA 5.61 USUARIO 9 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN, PARÁMETROS.	132
FIGURA 5.62 USUARIO 9 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN.	132
FIGURA 5.63 USUARIO 9 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN, PARÁMETROS.	133
FIGURA 5.64 USUARIO 10 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN.....	134
FIGURA 5.65 USUARIO 10 PRUEBA DE DORSIFLEXIÓN/PLANTARFLEXIÓN PARÁMETROS.	135
FIGURA 5.66 USUARIO 10 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN.	135
FIGURA 5.67 USUARIO 10 PRUEBA DE ABDUCCIÓN/ADUCCIÓN, PARÁMETROS.	136
FIGURA 5.68 RESULTADOS DE RIGIDEZ DE LOS 10 USUARIOS EN EL PIE DERECHO.....	138
FIGURA 5.69 RESULTADOS DE RIGIDEZ 10 USUARIOS PIE IZQUIERDO.	139
CAPÍTULO 6: CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....	140
APÉNDICE 1 DESARROLLO DE UN IDENTIFICADOR ALGEBRAICO	153
FIGURA A1 CARRO SIN FRICCIÓN [98].	156
FIGURA A2 SIMULACIÓN EN MSC ADAMS DE CARRO SIN FRICCIÓN [98].	158
APÉNDICE 2 PLANOS DE CONSTRUCCIÓN DEL REHABILITADOR DE 2GDL	159
APÉNDICE 3 REPRESENTACIÓN DEL IDENTIFICADOR ALGEBRAICO EN EL ENTORNO	
SIMULINK.	174
FIGURA A 3.1 REPRESENTACIÓN DEL IDENTIFICADOR ALGEBRAICO EN EL ENTORNO SIMULINK.....	174
FIGURA A 3.2 REPRESENTACIÓN MODELO MATEMÁTICO Y CONTROL PID EN EL ENTORNO SIMULINK.	175
FIGURA A 3.3 REPRESENTACIÓN DEL MODELO MATEMÁTICO Y CONTROL PID CON SEGUIMIENTO DE	
TRAYECTORIAS EN EL ENTORNO SIMULINK PARA SU ENLACE CON EL PROGRAMA MSC ADAMS.	176
FIGURA A 3.3 RESULTADOS DE LA SIMULACIÓN ENTRE EL PROGRAMA SIMULINK Y SU ENLACE CON MSC	
ADAMS	177
APÉNDICE 4 PROTOCOLO DE EVALUACIÓN.....	177

Lista de tablas

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN.....	19
TABLA 1.1 ESCALA MODIFICADA DE ASHWORTH [13].	23
TABLA 1.2 RESULTADOS ISOMÉTRICOS OBTENIDOS [29].	30
CAPÍTULO 2: ANÁLISIS DE FUNDAMENTOS	42
TABLA 2.1 VALORES DE RIGIDEZ DEPENDIENDO LA POBLACIÓN [76] - [80].	47
TABLA 2.2 GRADOS DE MOVIMIENTO LIBRE DEPENDIENDO DE LA ACCIÓN QUE REALIZA EL TOBILLO [82]. ..	48
CAPÍTULO 3: MÁQUINA DE REHABILITACIÓN DE TOBILLO.....	55
CAPÍTULO 4: INSTRUMENTACIÓN, DISEÑO DE INTERFAZ GRÁFICA Y MUESTREO DE DATOS ON-LINE	67
CAPÍTULO 5: ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS	77
TABLA 5.1 DATOS PARA LA SIMULACIÓN EN MSC ADAMS VIEW.	78
TABLA 5.2 MOTOR 1 PLATAFORMA SIN PESO.....	82
TABLA 5.3 ESPECIFICACIONES MECÁNICAS DEL RESORTE.....	83
TABLA 5.4 MOTOR 1 PLATAFORMA CON RESORTE.....	84
TABLA 5.5 MOTOR 1 PLATAFORMA CON 2.30KG.	86
TABLA 5.6 MOTOR 1 PLATAFORMA CON 2.90KG.	88
TABLA 5.7 MOTOR 1 PLATAFORMA CON 3.350KG.	90
TABLA 5.8 MOTOR 2 PLATAFORMA SIN PESO.	91
TABLA 5.9 MOTOR 2 PLATAFORMA CON RESORTE.	93
TABLA 5.10 MOTOR 2 PLATAFORMA CON 1.68 KG.	95
TABLA 5.11 MOTOR 2 PLATAFORMA CON 2.30 KG.	97
TABLA 5.12 MOTOR 2 PLATAFORMA CON 2.90 KG.	98
TABLA 5.13 MOTOR 2 PLATAFORMA CON 5.10 KG.	100
TABLA 5.14 USUARIO 1 PIE DERECHO.....	103
TABLA 5.15 USUARIO 1 PIE IZQUIERDO.	103
TABLA 5.16 USUARIO 2 PIE DERECHO.....	106
TABLA 5.17 USUARIO 2 PIE IZQUIERDO.	106
TABLA 5.18 USUARIO 3 PIE DERECHO.....	109
TABLA 5.19 USUARIO 3 PIE IZQUIERDO.	110
TABLA 5.20 USUARIO 4 PIE DERECHO.....	113
TABLA 5.21 USUARIO 4 PIE IZQUIERDO.	113
TABLA 5.22 USUARIO 5 PIE DERECHO.....	117
TABLA 5.23 USUARIO 5 PIE IZQUIERDO.	117
TABLA 5.24 USUARIO 6 PIE DERECHO.....	120
TABLA 5.25 USUARIO 6 PIE IZQUIERDO	120
TABLA 5.26 USUARIO 7 PIE DERECHO.....	124
TABLA 5.27 USUARIO 7 PIE IZQUIERDO.	124
TABLA 5.28 USUARIO 8 PIE DERECHO.....	127
TABLA 5.29 USUARIO 8 PIE IZQUIERDO.	127
TABLA 5.30 USUARIO 9 PIE DERECHO.....	131
TABLA 5.31 USUARIO 9 PIE IZQUIERDO.	131
TABLA 5.32 USUARIO 10 PIE DERECHO.....	134

TABLA 5.33 USUARIO 10 PIE IZQUIERDO.	134
TABLA 5.34 RESULTADOS DE RIGIDEZ DE LOS 10 USUARIOS EN EL PIE DERECHO.	137
TABLA 5.35 RESULTADOS DE RIGIDEZ DE LOS 10 USUARIOS EN EL PIE IZQUIERDO.	138

Abreviaturas y acrónimos

GDL	Grados de libertad
CPM	Máquina de movimiento pasivo continuo
PID	Proporcional Integral Derivativo
CD	Corriente Directa
CA	Corriente Alterna
IRF	Función impulso respuesta
AMT	Movimiento de tobillo biaxial automático personalizado
AFO	Órtesis de tobillo - pie
AJS	Rigidez de la articulación de tobillo
ACV	Accidente cerebro vascular
SNC	Sistema Nervioso central
ROM	Rango limitado de movimiento
RPM	Revoluciones por minuto

Capítulo

1

Introducción

La rehabilitación de lesiones de tobillo es fundamental para restablecer la funcionalidad y prevenir futuras complicaciones. En este contexto, la evaluación de la rigidez del tobillo desempeña un papel crucial para diseñar intervenciones efectivas y personalizadas, con base en dispositivos robotizados que permitan la caracterización y efectividad en el proceso. En esta tesis, se propone caracterizar la rigidez del tobillo utilizando un dispositivo rehabilitador de tobillo de 2 GDL, empleando el método de identificación algebraica.

La rigidez del tobillo, determinada por la resistencia a la movilidad articular, es un aspecto clave en la recuperación de lesiones y la mejora del rendimiento funcional. La utilización de dispositivos rehabilitadores ha ganado relevancia en este ámbito, ofreciendo un enfoque más preciso y personalizado para abordar las necesidades específicas de cada paciente.

En este contexto, el método de identificación algebraica se presenta como una herramienta prometedora para cuantificar y analizar la rigidez del tobillo de manera objetiva. Al basarse en modelos matemáticos y técnicas algebraicas, este método permite una evaluación más detallada y cuantitativa de la respuesta del tobillo ante fuerzas y movimientos específicos.

A lo largo de este trabajo, se presentarán los fundamentos teóricos y prácticos de la caracterización de la rigidez del tobillo, destacando la importancia de un enfoque cuantitativo y personalizado en el proceso de rehabilitación. Al integrar la tecnología de dispositivos rehabilitadores con métodos algebraicos, se busca avanzar en la comprensión y tratamiento de las limitaciones en la movilidad del tobillo, contribuyendo así al desarrollo de intervenciones más precisas y efectivas en el ámbito de la fisioterapia y la rehabilitación.

1.1. Antecedentes

La propuesta de este trabajo se centra en utilizar un rehabilitador de tobillo de 2 grados de libertad (GDL) para determinar la rigidez del tobillo en los movimientos de plantarflexión, dorsiflexión, abducción y aducción. Por ello, es necesario hacer la revisión bibliográfica de

los conceptos y antecedentes que se abordarán, dentro de los que están: rehabilitadores de tobillo, el control que estos emplean, técnicas que han propuesto para determinar la rigidez.

Empezando con los rehabilitadores de tobillo, es esencial determinar los tipos de movimiento naturales que contiene esta parte del cuerpo. En [1] se presenta el desarrollo de un análisis cinemático para una prótesis de tobillo, donde se puede definir que los movimientos de un pie se pueden desglosar en 6 (véase en la Figura 1.1) y se pueden clasificar en:

- Abducción/Aducción (movimiento externo e interno en el plano sagital).
- Dorsiflexión/Plantarflexión (movimiento hacia arriba y abajo en el plano transversal).
- Eversión/Inversión (movimientos de rotación interna y externa en el plano frontal).

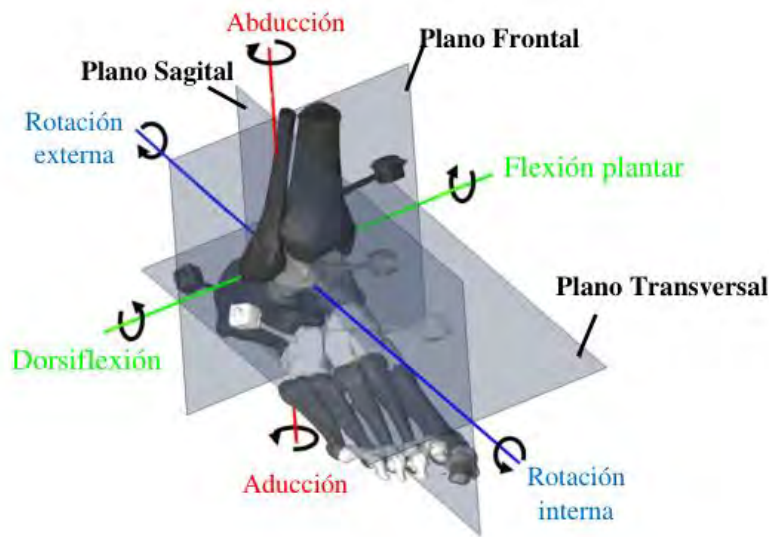


Figura 1.1 Planos anatómicos en el pie/tobillo y sus movimientos [1].

1.1.1. Rehabilitadores de tobillo

Si se observa a nivel mecánico, el tobillo se puede considerar como un mecanismo de 3 GDL. Desde ese punto de vista, la aplicación de la mecánica para proponer dispositivos que ayuden a realizar una rehabilitación adecuada, priorizando la ejecución de movimientos suaves y continuos, tal que la rehabilitación se considere de tipo pasiva (mecanismos mejor conocidos como CPM) es cada vez más solicitada.

En el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico - Cenidet, se han propuesto durante una década diferentes trabajos con relevancia en la rehabilitación de tobillo. Realizando una línea del tiempo, el primer proyecto realizado lo tiene [2] y [3], trabajo en el cual se diseñó un prototipo de rehabilitación de tobillo de 3 GDL usando el software MSC Adams (Figura 1.2) y en el cual se propuso un control tipo PID, además de desarrollar el modelo matemático para uno y dos grados de libertad.

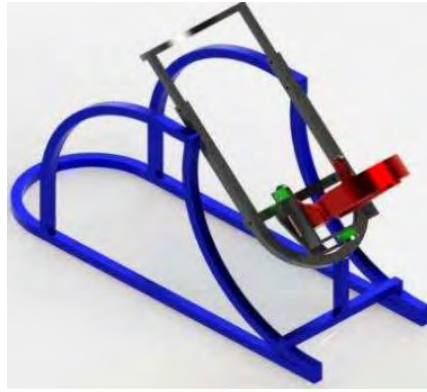


Figura 1.2 Prototipo virtual de rehabilitador de tobillo [2].

En el proyecto se incluyeron pruebas con controladores PD (proporcional-derivativo), PID (proporcional-integral-derivativo) y GPI (proporcional integral generalizado) obteniendo resultados satisfactorios. Posteriormente, presentan un rehabilitador de tobillo de 2 GDL, basado en una mesa XY [4], [5], [6]. En el primer trabajo se implementó un controlador GPI robusto para el seguimiento de trayectorias predefinidas; mientras que en [5] implementaron control numérico para realizar movimientos combinados que sería más complicado implementar con tipo PD, PID, GPI. También implementaron control de impedancias [6] con la interacción de un juego serio, para motivar al paciente, haciendo más atractiva su rehabilitación.



Figura 1.3 Rehabilitador de tobillo de 2 GDL con movimientos X-Y [4].

Debido a que en una rehabilitación de tobillo no se requieren dispositivos que proporcionen los tres movimientos al mismo tiempo, generó la inquietud de desarrollar prototipos con una menor complejidad; en este sentido, en [7] se presentó el diseño de un prototipo de rehabilitador de tobillo de 2 GDL que presenta un mecanismo para solventar movimientos de inversión/eversión y dorsiflexión/plantarflexión (Figura 1.4). El control propuesto inicialmente fue uno de tipo PID para desarrollar trayectorias planificadas, generando un control con movimientos suaves. En un trabajo posterior, Hidalgo *et al.*, [8] implementaron un control mioeléctrico para el mismo diseño, logrando un sistema de control que funciona con sensores de superficie colocado en la piel del antebrazo del paciente que, al realizar un movimiento con un joystick, el rehabilitador se mueve generando un ejercicio de movimiento.



Figura 1.4 Máquina de rehabilitación de tobillo 2 GDL [7].

Viendo una evolución en materia física, en [9] se presenta un prototipo de un rehabilitador de 3 GDL (véase la Figura 1.5), el cual permite realizar los seis tipos de movimientos, así como dos combinaciones. Como complemento, en [10] se diseñan rutinas de movimientos de rehabilitación para adecuarse al diseño del mecanismo.

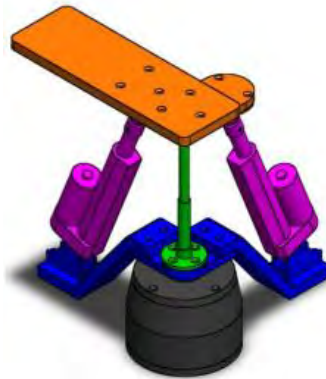


Figura 1.5 Prototipo rehabilitador de tobillo de 3 GDL [9].

Por último, se tiene un rehabilitador de 2 GDL propuesto en [11], cuyo mecanismo proporciona movimientos de inversión/eversión y dorsiflexión/plantarflexión (véase la Figura 1.6). Los movimientos de rehabilitación se llevan a cabo a través de un control PID para la manipulación general, además de incorporar un control de impedancias para actividades que requieren resistencia, teniendo en cuenta niveles con fuerza de oposición de nivel bajo, mediano y alto.

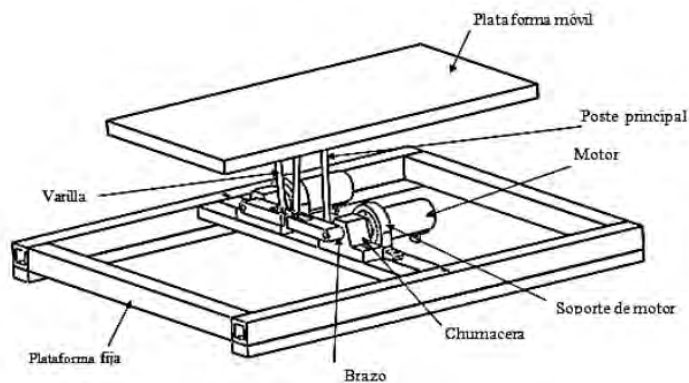


Figura 1.6 Prototipo de rehabilitador de tobillo de 2 GDL [11].

La estabilidad de la articulación del tobillo ha despertado mucho interés entre los investigadores, ya que desempeña un papel importante para el andar de las personas. Esta estabilidad está influenciada por mecanismos pasivos como la rigidez de los ligamentos, así como por mecanismos activos y neuromotores como el control reflejo y voluntario. Se puede categorizar la rigidez de las articulaciones en función de si se evalúa bajo condiciones pasivas o activas. La rigidez pasiva se describe como la resistencia al acortamiento o al alargamiento; en el contexto de la biomecánica, se refiere a la rigidez mecánica que proporciona la combinación de la articulación, el tendón y el tejido conectivo. La rigidez activa es una función de la activación muscular y la contracción del músculo a través del reflejo de estiramiento [12].

Actualmente, se utiliza una técnica de evaluación, donde el especialista de la salud, a través de “La Escala Modificada de Ashworth”, evalúa la espasticidad en una lesión donde se ven limitados los movimientos de la articulación; dicha evaluación está dada bajo un puntaje basado en la tabla 1.1.

Tabla 1.1 Escala Modificada de Ashworth [13].

Escala Modificada de Ashworth		Adaptación de los Valores para el análisis estadístico del estudio
0	No hay cambios en la respuesta del músculo en los movimientos de flexión o extensión.	0
1	Ligero aumento en la respuesta del músculo al movimiento (flexión ó extensión) visible con la palpación o relajación, o solo mínima resistencia al final del arco del movimiento.	1
1+	Ligero aumento en la resistencia del músculo al movimiento en flexión o extensión seguido de una mínima resistencia en todo el resto del arco de movimiento (menos de la mitad).	2
2	Notable incremento en la resistencia del músculo durante la mayor parte del arco de movimiento articular, pero la articulación se mueve fácilmente.	3
3	Marcado incremento en la resistencia del músculo; el movimiento pasivo es difícil en la flexión o extensión.	4
4	Las partes afectadas están rígidas en flexión o extensión cuando se mueven pasivamente	5

La Escala Modificada de Ashworth se destaca como un instrumento confiable, útil y válido, ya que responde al movimiento pasivo realizado por el evaluador en una articulación específica. Esta herramienta tiene una relevancia más amplia en la medición clínica del compromiso de la espasticidad; se considera como una de las mejores para evaluar una lesión, la misma que sirve de referencia, pues esta evaluación está directamente involucrada con la rigidez en la articulación.

Históricamente, la medición manual de la rigidez de la articulación espástica del tobillo ha sido realizada utilizando dinamómetros portátiles o dispositivos alternativos, pero se han encontrado algunas dificultades en el control de la velocidad aplicada al tobillo durante la medición. En [14], implementaron el diseño de un dispositivo operado manualmente que se construyó con una plataforma para los pies, un torquímetro y un potenciómetro. Fue diseñado mecánicamente para girar alrededor de un eje aproximado de la articulación del tobillo; puede ser implementado para medir la posición angular de la articulación del tobillo y su correspondiente par resistivo. La posición de la plataforma de pie es mecánicamente ajustable, de modo que el eje de rotación del dispositivo puede modificarse convenientemente para los distintos movimientos del tobillo. En [15] de igual manera, presentaron el diseño de un dispositivo manual que permite la medición, en el ámbito clínico, de la rigidez de tobillo en movimientos de dorsiflexión y plantar-flexión. El dispositivo manual se diseñó con un torquímetro, un potenciómetro, un volante, un plato giratorio y un reposapiés, ver Figura 1.7.

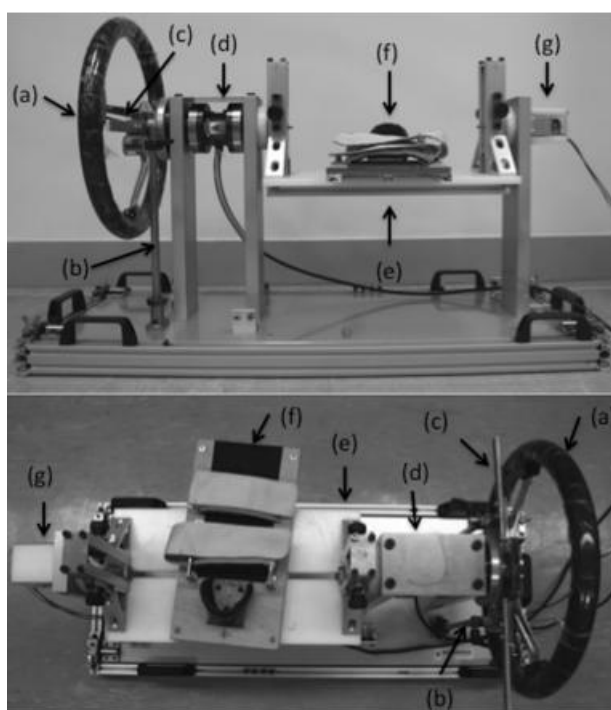


Figura 1.7 Un dispositivo manual de evaluación de la articulación del tobillo: (a) dirección de rueda; (b) tapón mecánico; (c) barra; (d) torquímetro; (e) placa giratoria; (f) plataforma para los pies; (g) potenciómetro [15].

En [16] diseñaron un método para medir la rigidez del tobillo en movimientos de inversión/eversión. Desarrollaron un dispositivo con soporte oscilante medial/lateral, véase Figura 1.8, que utiliza una prueba/reprueba en comparación con un estándar conocido, e implementaron análisis de regresión para determinar la rigidez del tobillo. En [17] evaluaron la respuesta mecánica de usuarios al estiramiento en dorsiflexores de tobillo, en condiciones normales, en diferentes niveles de contracción voluntaria. En un músculo activo, la respuesta mecánica total es la suma de la respuesta intrínseca del aparato contráctil, la respuesta de los tejidos pasivos y la respuesta mediada por reflejo. La fuerza del tobillo plantar y dorsiflexores se midió como el torque ejercido sobre la plataforma. El par fue monitoreado por galgas

extensométricas, montado en un sistema de palancas que sirven de engranaje entre la plataforma y un motor D.C., ver Figura 1.9.

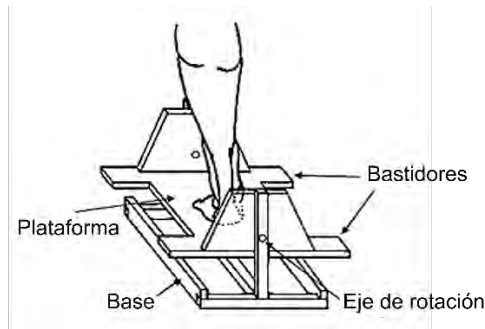


Figura 1.8 Dispositivo de cuna oscilante de inversión/eversión [16].

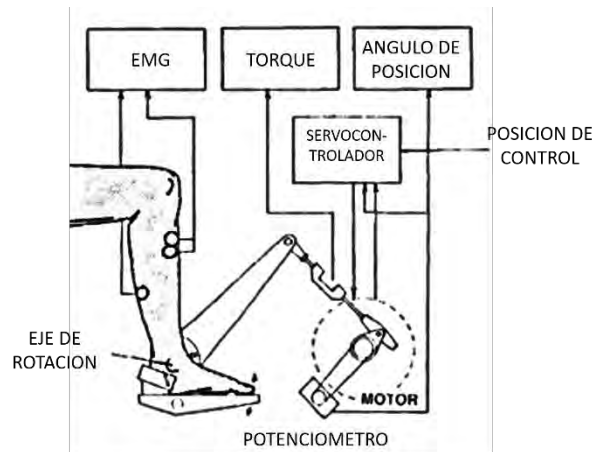


Figura 1.9 Motor controlado con retroalimentación de posición y velocidad [17].

En [18] evaluaron la rigidez mecánica pasiva en el tobillo utilizando un robot de rehabilitación; véase Figura 1.10. Caracterizaron la rigidez pasiva del tobillo tanto en el plano sagital (dorsiflexión y plantarflexión) como en el frontal (eversión e inversión), aplicando perturbaciones en todo el rango de movimiento. En [19] desarrollaron un dispositivo similar al anterior para la medición directa de la rigidez intrínseca del tobillo en posición de reposo. Consiste en un reposapiés motorizado montado sobre una plataforma de fuerza. Generando secuencias aleatorias de perturbaciones y midiendo los desplazamientos correspondientes del centro de presión para la dirección anteroposterior. Obtuvieron patrones de torque-rotación y los utilizaron para estimar el valor de la rigidez del tobillo.

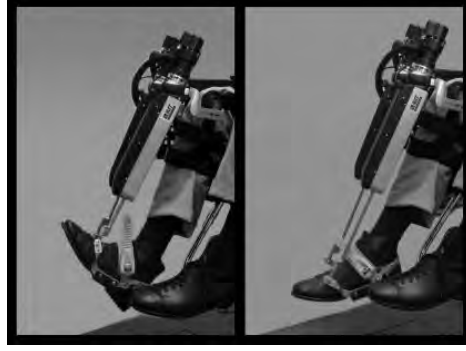


Figura 1.10 Rehabilitador de tobillo para movimientos sagitales y frontales [18].

En [20] se estimó la rigidez pasiva del tobillo mediante un enfoque simple. El tobillo humano se desplaza mediante la aplicación de la suma vectorial del torque del tobillo y el torque humano voluntario y, en condiciones de estado estacionario (estático), la relación entre estas mediciones proporciona una estimación de la rigidez aparente del tobillo. Proponen un modelo fisiológico que relaciona la propiedad mecánica de una articulación, la rigidez pasiva, con las propiedades musculares intrínsecas de músculos individuales o grupos de músculos (1.1):

$$\frac{k(\theta_+)}{k(\theta_-)} = \frac{\sum_i A_i^{ant}}{\sum_i A_i^{ag}} \left(\frac{r_{ant}}{r_{ag}} \right) \quad (1.1)$$

Donde

- $k(\theta_+)$ y $k(\theta_-)$ representan la rigidez pasiva del tobillo en una dirección de movimiento considerada por convención positiva (p. ej., dorsiflexión) y negativa (p. ej., inversión o plantar flexión), respectivamente.
- A_i^{ant} y A_i^{ag} representan el área de sección transversal fisiológica (PCA) del i -ésimo músculo que pertenece a los grupos de músculos antagonistas y agonistas que se someten a estiramiento pasivo para provocar un movimiento correspondiente en las direcciones $\theta +$ y $\theta -$, respectivamente.
- r_{ant} y r_{ag} representan el brazo de momento muscular medio de los grupos de músculos antagonistas y agonistas, respectivamente.

Sinkjaer *et al.*, [21] evaluaron la respuesta mecánica al estiramiento en dorsiflexores de tobillo humanos normales en diferentes niveles de contracción voluntaria, en una plataforma cuya posición angular fue controlada por un generador de señales. Representaron la respuesta mecánica total como la suma de la respuesta intrínseca del aparato contráctil, la respuesta de los tejidos pasivos y la respuesta mediada por reflejo. La rigidez incremental total la definieron como la relación entre el incremento del par y la amplitud del estiramiento. El propósito de este estudio fue desarrollar métodos para la evaluación cuantitativa de los incrementos de fuerza intrínsecos y mediados por reflejos.

En [22] también midieron la rigidez mecánica intrínseca del tobillo utilizando un método que permite medir la actividad en reposo y que utiliza perturbaciones que son comparables a los

movimientos del tobillo que normalmente se experimentan al estar de pie en estado estático. La esencia de la técnica es que mide la rigidez intrínseca, que es la rigidez antes de que el sistema nervioso tenga tiempo de producir cualquier cambio por reflejo u otros medios. Gurfinkel *et al.*, [23] intentaron algo similar, pero en su artículo no queda claro que su técnica pueda distinguir con precisión entre lo intrínseco y lo neuronal.

La rigidez de la articulación presenta una relación dinámica entre la posición de la articulación y el par que actúa sobre ella y, por lo tanto, es uno de los factores que caracteriza las propiedades mecánicas de una articulación. Comprender la biomecánica de la articulación del tobillo humano en condiciones dinámicas permite el diseño de prótesis de tobillo con una mayor similitud a la de una persona sana. En [24] realizaron pruebas con pacientes sanos utilizando un mecanismo que va colocado en la articulación del tobillo, mientras realiza la marcha en una máquina caminadora automática. Midieron el par y la posición para determinar la rigidez de la articulación del tobillo, ver Figura 1.11.

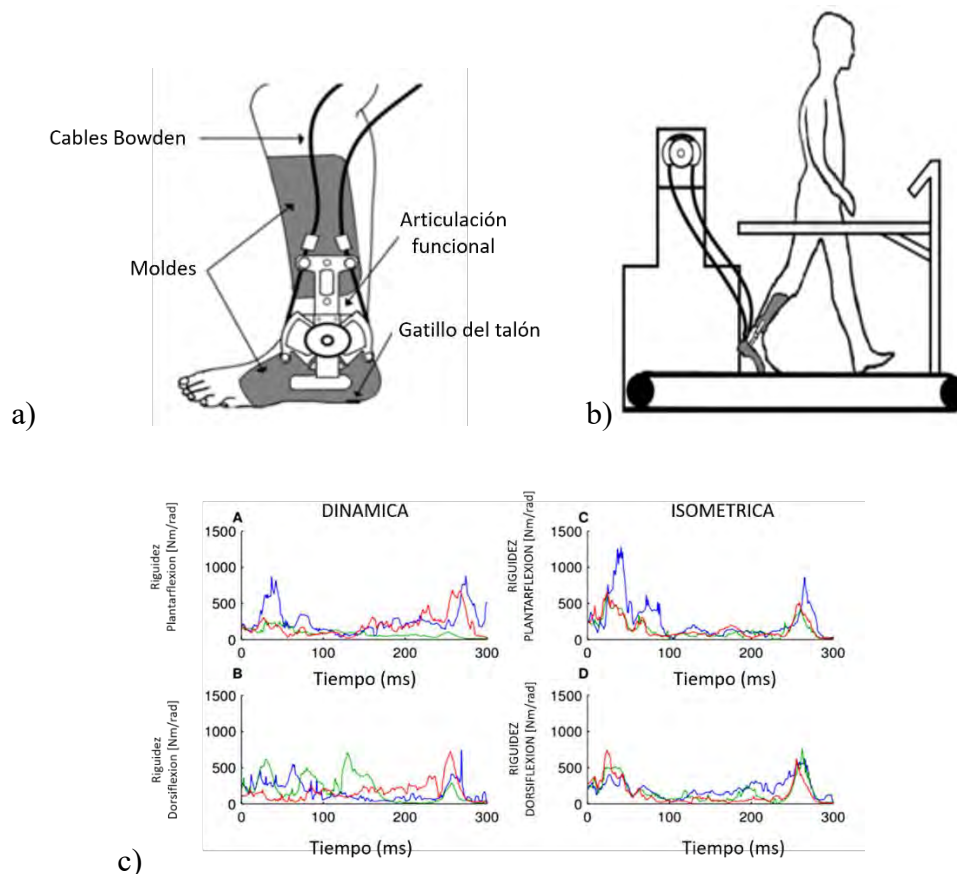


Figura 1.11 a) Articulación funcional montada en el tobillo, b) configuración de pruebas y c) rigidez del tobillo entre las fases del ciclo de la marcha durante un experimento dinámico [24].

La rigidez articular es un componente de la impedancia articular, que es una propiedad importante del sistema muscular del ser humano, y juega un papel muy importante en el control del movimiento de la articulación y la postura. En [24] relacionan la impedancia con la posición y el torque que actúa sobre la articulación. La impedancia articular permite

comprender cómo se produce un cambio en la posición de la articulación; se traduce en fuerzas generadas alrededor del eje de rotación de esa articulación.

La inercia de la extremidad (I), la viscosidad (c) y la rigidez de la articulación (k) se pueden identificar a partir de la medición del ángulo de articulación y el momento de torsión que actúa sobre la articulación. Esta relación dinámica entre la posición y el par se puede representar mediante (1.2):

$$Tq = I \frac{d^2\theta}{dt} + c \frac{d\theta}{dt} + k\theta \quad (1.2)$$

Donde:

- Tq : representa el par de salida
- θ : es la posición de entrada de la articulación
- I : es la inercia de la articulación
- c : es la viscosidad
- k : es la rigidez de la articulación, (2.1) es una representación típica [24].

Esta relación también se ha utilizado para estudios experimentales en el trabajo [25]. Otra forma de caracterizar la rigidez es a través de un sistema dinámico, de forma no paramétrica, con su función impulso-respuesta o por sus siglas en inglés (IRF). En [26], la rigidez intrínseca de las articulaciones se estimó mediante IRF dinámicas donde puede considerarse una suma de convolución de su entrada y el IRF, como se expresa en (1.3).

$$y(t) = \sum_{k=0}^M h(k)u(t-k) \quad (1.3)$$

Donde:

- $y(t)$ es la salida
- $u(t)$ es la entrada
- $h(k)$ es el IRF del sistema
- M es el número de muestras en la memoria del sistema.

Esto representa un sistema causal, donde el IRF es una función unilateral, que depende únicamente de las entradas del sistema actuales y datos almacenados. Sin embargo, en [27] la rigidez dinámica de las articulaciones se ha representado con funciones IRF de dos caras, que tienen valores distintos de cero en valores negativos. Esto sugiere un sistema a-causal, que incluye un sistema anticipatorio en el elemento modelo. Reescribiendo (1.2) en una convolución discreta de dos caras se obtiene (1.4):

$$y(i) = \Delta t \sum_{j=M_1}^{M_2} h(i,j)u(i-j) \quad (1.4)$$

Donde:

- $y(i)$ es la salida en la muestra i
- $u(i)$ es la entrada en la muestra i
- $h(j)$ es el IRF
- j es el retraso del IRF
- M_1 y M_2 son los rezagos máximo y mínimo.

Aunque el IRF se puede estimar a partir de datos directamente, resolviendo (1.1) para $h(i)$, es un proceso que requiere mucho tiempo y cálculo [28]. Como alternativa, el IRF se puede encontrar entre la función posición de autocorrelación y función de correlación cruzada par-posición [29]. Esto da como resultado (1.5).

$$\phi_{xy}(t, k) = \Delta t \sum_{j=M_1}^{M_2} \phi_{xx}(t - j, k - j) h(t, j) \quad (1.5)$$

Donde

- ϕ_{xy} es la correlación cruzada par-posición
- ϕ_{xx} es la auto correlación de posición
- $h(t, j)$ es el IRF variable en el tiempo.

Al resolver (1.5) para $h(t, j)$ se obtiene (1.6):

$$h(t, j) = \Delta t^{-1} \Phi_{xx}^{-1} \phi_{xy} \quad (1.6)$$

Donde Φ_{xx} es una matriz de Toeplitz simétrica y tiene la siguiente forma, (1.7):

$$\Phi_{xx} = \begin{bmatrix} \phi_{xx}(t - M_1, 0) & \dots & \phi_{xx}(t - M_2, M_1 - M_2) \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \phi_{xx}(t - M_1, M_2 - M_1) & \dots & \phi_{xx}(t - M_2, 0) \end{bmatrix} \quad (1.7)$$

Y Φ_{xx} es el vector que contiene la correlación cruzada torque-posición, (1.8):

$$\phi_{xy} = [\phi_{xy}(t, M_1) \quad \dots \quad \phi_{xy}(t, M)] \quad (1.8)$$

Esto representa un sistema causal (1.8), donde la IRF es una función unilateral, que depende únicamente de las entradas del sistema actual y datos almacenados. El resumen de la modulación de la rigidez del tobillo que obtuvieron durante el experimento dinámico en tres fases del ciclo de la marcha e isométricamente en la fase correspondiente se muestra en la Tabla 1.2 [29].

Tabla 1.2 Resultados isométricos obtenidos [29].

Perturbación/Dirección		
20% Plantarflexión	575.2 [Nm/rad]	-17.7 [Nm/rad]
20% Dorsiflexión	12.6 [Nm/rad]	-142.3 [Nm/rad]
50% Plantarflexión	333.7 [Nm/rad]	330.3 [Nm/rad]
50% Dorsiflexión	-126.3 [Nm/rad]	478.4 [Nm/rad]
90% Plantarflexión	347.1 [Nm/rad]	-212.5 [Nm/rad]
90% Dorsiflexión	582.4 [Nm/rad]	-105.5 [Nm/rad]

Por otro lado, en [30] realizaron el diseño e implementación de un dispositivo para rehabilitación pasiva de muñeca con 3 GDL: flexión-extensión, abducción-aducción de la muñeca y pronación-supinación de antebrazo. A través de un esquema de control de impedancia híbrido, identificaron la rigidez y las fuerzas aplicadas para efectuar movimientos establecidos con base en un control PID [30]. En [31] y [32] presentan el control para un rehabilitador de tobillo de 3 GDL en el programa de simulación MSC Adams donde implementan el control PID para el seguimiento de trayectorias.

En [33] se utilizó el AnkleBot del IMT, ver Figura 1.12, que es un robot para la rehabilitación de tobillo. Este robot tiene dos actuadores lineales conectados entre la pierna y el pie del paciente; los actuadores cuando trabajan en la misma dirección proporcionan movimientos de dorsiflexión y plantarflexión, y cuando trabajan en direcciones opuestas realizan movimientos de abducción y aducción. El robot de tobillo proporciona información sobre la cinemática del tobillo y los torques del tobillo basados en la geometría del dispositivo, salidas de sensores, datos antropométricos y un modelo matemático. Estimaron la rigidez del tobillo en el Anklebot por la diferencia de torques; el torque total en el tobillo es, en general, una suma vectorial de los torques humano y robótico. En las investigaciones reportadas en [33], [34], [35], [36] y [37] argumentan que se trata del desarrollo de una herramienta eficaz, capaz de ser utilizada en mediciones clínicas.



Figura 1.12 Fotografía del prototipo del robot de tobillo del MIT (Anklebot) [33].

En [38] presentan robots de rehabilitación para el tobillo y el hombro, los cuales se basan en una mesa X-Y. La innovación clave de estos robots de rehabilitación radica en la implementación de un sistema de control numérico computarizado, además presentan códigos G para rutinas de movimientos básicos y combinados tanto para la rehabilitación del tobillo como para el hombro. Propone la utilización de un controlador PI generalizado robusto para asegurar movimientos de rehabilitación seguros y compensar la rigidez pasiva en la articulación del tobillo. El artículo incluye simulaciones numéricas que ilustran el rendimiento dinámico del controlador GPI mediante el uso de un prototipo virtual. Este enfoque integral no solo destaca la importancia de la tecnología en la rehabilitación, sino también la relevancia de estrategias de control avanzadas para adaptarse a las necesidades específicas de los pacientes. En [39] midieron y caracterizaron el campo de fuerzas elásticas asociadas con la postura de la mano en el plano horizontal. La rigidez de la mano, que describe la relación entre los vectores de fuerza y desplazamiento en las proximidades de la posición de equilibrio, se midió y se representó gráficamente mediante una elipse, caracterizada por su tamaño, forma y orientación.

Asimismo, en [40] analizaron mediciones de la rigidez biaxial del tobillo en adultos mayores, donde la articulación del tobillo se mueve pasivamente en abducción-aducción mediante un entrenador de movimiento de tobillo biaxial automático personalizado (AMT). Definen la rigidez del tobillo y explican su cálculo utilizando pares medidos por fuerzas de reacción verticales desde la placa del pie en ángulos de rotación del tobillo dados. La rigidez del tobillo (K_{ankle}) la definen como la pendiente de los pares en ángulos dados del tobillo con respecto a la postura neutra del tobillo (1.9):

$$K_{ankle} = \frac{\Delta T}{\Delta \theta} = \frac{T_{\theta} - T_0}{\theta - \theta_0} \quad (1.9)$$

$$K_{ankle} = \frac{(F_{\theta,Fore} - F_{\theta,Hind})l_0 - (F_{\theta_0,Fore} - F_{\theta_0,Hind})l_0}{\theta - \theta_0}$$

Donde l_0 es un brazo de momento (distancia desde el centro de la placa de fuerza hasta la celda de carga), F_{θ} es la fuerza de reacción vertical, Fore se refiere al antepié, Hind se refiere al retropié, θ es un ángulo de tobillo dado, y θ_0 es un ángulo neutro del tobillo. Los resultados obtenidos se observan en la Figura 1.13.

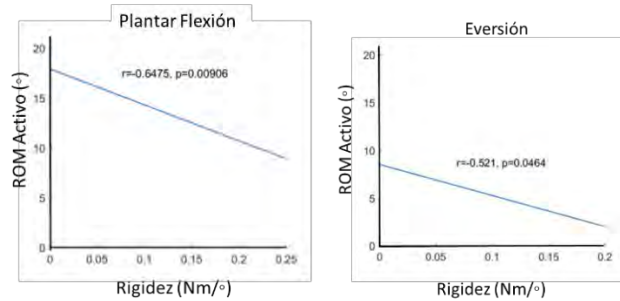
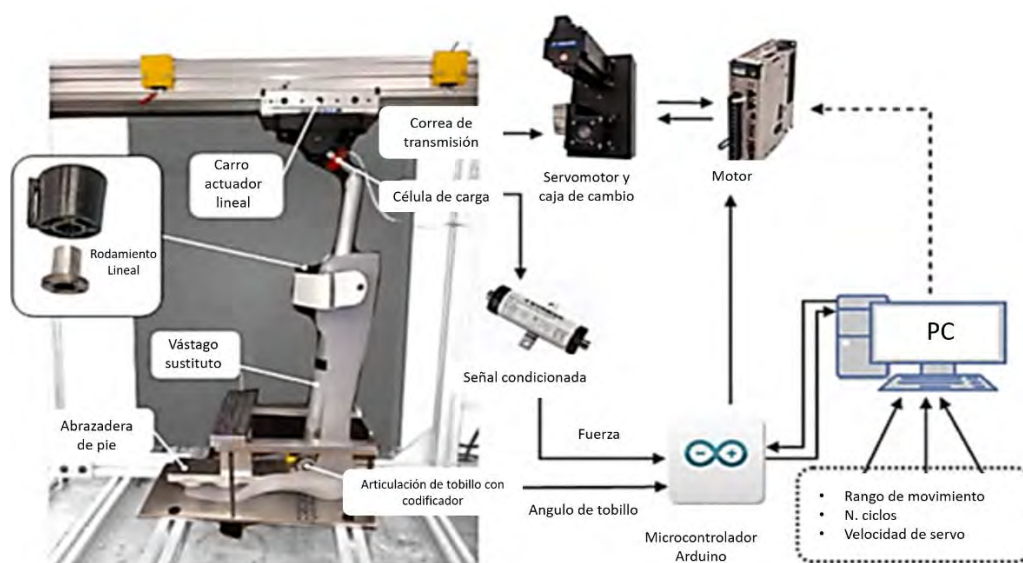


Figura 1.13 Relación entre el rango de movimiento activo (ROM) del tobillo y la rigidez en plantarflexión del tobillo [40].

En [42] diseñaron y evaluaron un dispositivo de medición de rigidez a través de una órtesis de tobillo-pie, utilizaron la curva torque-ángulo, donde calcularon la rigidez rotacional, el ángulo neutro y la histéresis para velocidades de hasta 37 grados/s. El dispositivo de medición de rigidez (SMApp) está compuesto por una pierna artificial (una órtesis) que se mueve mediante un actuador lineal, el cual permite que gire alrededor de la articulación del tobillo Figura 1.14. El sistema recibe señales a través de una tarjeta Arduino y realiza los cálculos necesarios usando un software comercial, aunque el autor no especifica cuál. En [43] analizan la importancia de la rigidez en órtesis con base en un modelo bidimensional de marcha dinámica hacia adelante, con un resorte pasivo en el tobillo que representa la órtesis de tobillo y pie y dos pares de torsión constantes en la cadera para la propulsión. Con la cual logran identificar, con base en pruebas con pacientes, la aceptación y preferencia hacia la órtesis que implementa la resistencia adecuada.



El dispositivo de medición de rigidez (SMApp) se compone de una pierna sustituta (órtesis) impulsada por un actuador lineal que gira alrededor de la articulación del tobillo. El dispositivo recibe la señal a través de una tarjeta Arduino e implementa los cálculos a través de un software comercial (no se menciona el software utilizado). Obteniendo los resultados mostrados en la Figura 1.15.

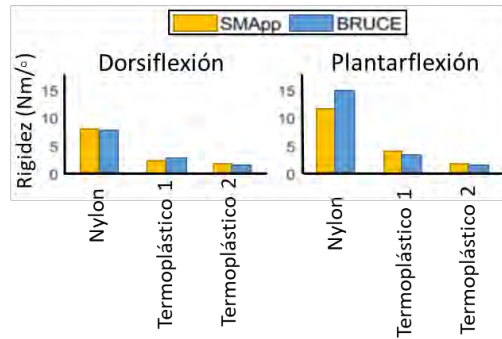


Figura 1.15 La rigidez media en carga para tres AFO (Órtesis tobillo-pie) medidas con los dispositivos SMap y BRUCE. Cada (°) representa datos de un ciclo individual [43].

Por otra parte, se utilizó un dispositivo mecánico para obtener datos de torque y ángulo, combinado con un sistema de electromiografía de superficie (sEMG) para determinar la rigidez estática de la articulación del tobillo con los músculos relajados. Analizaron los resultados de nueve voluntarios, observaron que cuando mantienen el tobillo en un ángulo determinado, es necesario comprobar que los músculos estén relajados y medir el torque. Si la señal sEMG presenta un amplio rango de fluctuaciones, superando un umbral, se considera que los tobillos de los voluntarios están activados y no se consideran los datos. Aunque la mayoría presentó poca diferencia en la impedancia estática del tobillo, lo que permitió determinar el intervalo de la rigidez de la articulación del tobillo, 5.73 a 8.02 Nm/rad [44].

También, se han propuesto diversas herramientas para evaluar la rigidez, como el Myotonometer, que mide el desplazamiento del tejido por unidad de fuerza aplicada a través de una sonda manual [45]. En otro enfoque, [46] y [47], emplearon un sistema de detección de presión táctil para medir la fuerza aplicada en el primer dedo del pie. Este sistema, colocado en el dedo pulgar de la mano, utilizaba un sistema de visión para medir el ángulo. Además, algunos estudios han empleado robots controlados por par para determinar la rigidez del tobillo [48] y [49].

En [50] presentan técnicas de identificación de sistemas lineales de múltiples entradas y múltiples salidas (MIMO), en el dominio del tiempo y en el dominio de la frecuencia, que se pueden utilizar para estimar la rigidez dinámica de una extremidad multiarticular. En el dominio de la frecuencia la identificación proporciona estimaciones de la función de transferencia (TF) para cada uno de los subsistemas SISO (subsistemas de salida única); mientras que el dominio del tiempo la identificación proporciona estimaciones de las funciones de respuesta al impulso (IRF) del subsistema. Tanto el algoritmo en el dominio del tiempo como en el de la frecuencia estiman los sistemas dinámicos entre todas las entradas y cada una de ellas. Por lo tanto, son de entrada múltiple y salida única. La estimación de la dinámica de rigidez multiarticular de las extremidades tiene múltiples resultados y, por lo tanto, requiere la estimación de múltiples sistemas MISO. Los algoritmos estiman estos múltiples sistemas MISO simultáneamente y, por lo tanto, se describen como MIMO.

En [51] se presenta un método para medir la rigidez pasiva de una articulación del tobillo, bajo dos velocidades de movimiento utilizando un dispositivo tipo plataforma Stewart de tres grados de libertad. El dispositivo puede replicar los movimientos de entrada del pie en 6

grados de libertad mediante el control de seis actuadores neumáticos de movimiento lineal. El dispositivo empleado se utilizó para evaluar la rigidez pasiva de una articulación del tobillo en cuatro tipos de movimientos: dorsiflexión, plantarflexión y aducción-abducción. En [52] examinaron la rigidez dinámica del tobillo humano utilizando perturbaciones de posición diseñadas para proporcionar una entrada de ancho de banda amplio con una velocidad promedio baja. Se utilizó una técnica de identificación de sistemas no lineales en cascada paralela para separar la rigidez general en componentes intrínsecos y reflejos. La rigidez intrínseca se describió mediante un sistema lineal de segundo orden.

En [53] utilizaron la técnica de oscilación libre para determinar la rigidez aparente de la articulación del tobillo (obtenida de la fuerza de reacción vertical del suelo), a través del dispositivo mostrado en la Figura 1.16.

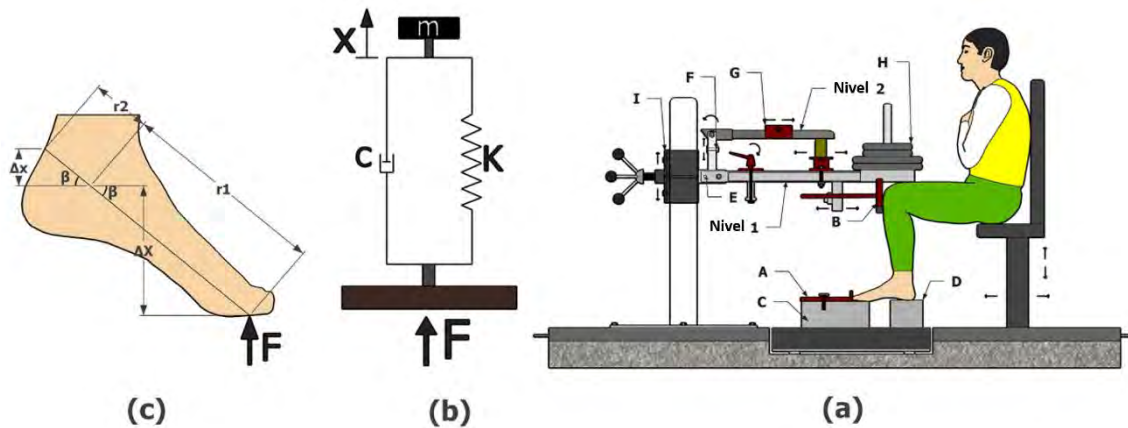


Figura 1.16 (a) Equipo para la evaluación de la rigidez (b) muestra el modelo masa-resorte del sistema (c) el diagrama de los brazos de momento [53].

Donde:

- El panel (a) muestra el equipo y la posición utilizados para evaluar la rigidez de la articulación del tobillo: (A) para bloquear el pie en posición, (B) para bloquear la rodilla en posición, (C y D) bloques metálicos utilizados para soportar la pie, (E) para bloquear la palanca 1, (F) para establecer la posición inicial de la palanca 2, (G) peso para calibrar la palanca 2 que se puede mover hacia la izquierda y hacia la derecha, (H) pesos estándar (cargas), (I) para ajustar la altura de la palanca 1.
- El panel (b) muestra el modelo masa-resorte del sistema: (F) fuerza de reacción, (m) masa del sistema, (K) rigidez “aparente”, (C) coeficiente amortiguado “aparente” y (X) desplazamiento de la masa.
- Panel (c) el diagrama de los brazos de momento: la fuerza de reacción está representada por (F), el desplazamiento alrededor del tobillo por (Δx y ΔX), y la distancia entre la articulación del tobillo-antepié y la articulación del tobillo-retropié por (r_1) y (r_2) respectivamente.

A través de este dispositivo se puede obtener una comprensión profunda del complejo músculo-tendón separando los componentes del músculo (sóleo) y del tendón (tendón de Aquiles) y estudiando la rigidez verdadera de cada uno de estos componentes (considerando el momento de la articulación del tobillo).

La rigidez de la articulación del tobillo, por sus siglas en inglés AJS, se ha investigado en una amplia gama de estudios biomecánicos con un enfoque en la mejora del rendimiento y la reducción del riesgo y recuperación de lesiones. En [54] presenta un método para medir AJS durante una tarea de salto sin sistema de medición de fuerza o movimiento. Para calcular el AJS modelaron la extremidad inferior como un robot de tres segmentos rígidos enlazados con tres articulaciones y calcularon la fuerza de reacción del suelo, la cinemática y la dinámica inversas, para calcular la rigidez en la articulación.

La investigación sobre la caracterización de la rigidez del tobillo con rehabilitadores por el método de identificación algebraica trata de una estimación poco común, pero con base en la teoría recabada se tiene la certeza de la posibilidad de su deducción a través del proceso generalizado que se ha aplicado para la estimación de muchas variables en otros casos. Usar máquinas para rehabilitar el tobillo está siendo más popular, especialmente aquellas que pueden moverse en diferentes direcciones.

El método de identificación algebraica es una forma de entender la rigidez del tobillo mediante ecuaciones matemáticas. La investigación tiene el potencial de mejorar la forma en que se rehabilitan los tobillos, mejorar el diseño de las prótesis u órtesis, desarrollar nuevos dispositivos para rehabilitación y por lo tanto se mejora la calidad de vida de las personas. Si se puede mejorar la precisión de cómo se mide la rigidez y entender mejor cómo se mueve el tobillo, se puede personalizar mejor los tratamientos para cada persona.

1.1.2. Rehabilitadores de tobillo robóticos

Los rehabilitadores de tobillo son dispositivos diseñados para ayudar en la rehabilitación y recuperación de personas que se han lesionado el tobillo o tienen movilidad limitada en dicha zona. Estos dispositivos utilizan tecnología robótica para proporcionar una serie de ejercicios y movimientos controlados que ayudan a fortalecer los músculos, mejorar la movilidad y restaurar la función del tobillo. Los tipos y actuaciones más habituales de estos rehabilitadores se describen a continuación:

- **Exoesqueleto para tobillo:**

Son dispositivos externos que se colocan alrededor del tobillo y el pie. Están equipados con motores y sensores para controlar el movimiento de la articulación del tobillo. Los motores ayudan a repetir ciertos movimientos como la dorsiflexión y la plantarflexión, brindando resistencia y asistencia controlada durante los ejercicios de rehabilitación, estos suelen ser dispositivos que se implementan para uso común.

- **Plataforma de rehabilitación activa:**

Estas plataformas tienen superficies ajustables y móviles que permiten a los pacientes realizar movimientos específicos del tobillo como aducción, abducción, dorsiflexión y la plantarflexión. Existen de diferentes grados de libertad y configuraciones. La plataforma se

puede controlar electrónicamente para adaptarse a las necesidades de rehabilitación individuales y proporcionar resistencia o asistencia en función de las necesidades del paciente.

- **Sistema de realidad virtual para rehabilitación de tobillo:**

Estos sistemas combinan la tecnología de realidad virtual con la rehabilitación física. Utilizan software interactivo y equipos de detección de movimiento para crear un entorno virtual en el que los pacientes pudieran participar en ejercicios simulados de rehabilitación del tobillo (Juego serio). Estos ejercicios están diseñados para mejorar la flexibilidad y la fuerza al interactuar con objetos y escenas virtuales.

- **Robots de asistencia para marcha:**

Algunos especialistas en rehabilitación de tobillo también pueden ser parte de un sistema más completo que ayude con la rehabilitación de la marcha. Estos dispositivos permiten a los pacientes realizar movimientos naturales al caminar mientras reciben asistencia o resistencia controlada para restaurar la función del tobillo y mejorar la técnica de caminar, este tipo de dispositivos sufren la limitación de ser configuraciones específicas para cada caso particular [55].

El funcionamiento de estos dispositivos implica adaptar el programa de rehabilitación a las necesidades específicas de cada paciente. Los terapeutas monitorean y ajustan la resistencia, asistencia y complejidad de los movimientos que el paciente debe realizar usando estos dispositivos. Durante todo el proceso de rehabilitación, se monitorea el progreso y se realizan ajustes para garantizar una recuperación efectiva y segura del tobillo.

1.1.2.1. Plataformas de rehabilitación activa

Las plataformas de rehabilitación activa para tobillo son dispositivos diseñados específicamente para ayudar en la recuperación y rehabilitación de esta lesión articular. Estas plataformas proporcionan una superficie dinámica y controlada sobre la cual los pacientes pueden realizar una variedad de ejercicios para fortalecer los músculos y mejorar la movilidad, la estabilidad y la coordinación del tobillo [56]. Los rehabilitadores de tobillo varían dependiendo de sus grados de libertad, que se refieren a la cantidad de movimientos independientes que el acoplamiento del tobillo puede efectuar, se describen diferentes variedades de rehabilitadores de tobillo según sus grados de libertad:

- **Rehabilitadores con un grado de libertad:**

Estos dispositivos permiten un tipo de movimiento independiente en dos direcciones diferentes. Por ejemplo, permiten tanto la flexión y extensión del tobillo como la inversión y evasión de este.

- **Rehabilitadores con dos grados de libertad:**

Los rehabilitadores de tobillo con dos grados de libertad son útiles para pacientes que necesitan trabajar en un rango de movimiento más completo o que tienen una lesión que afecta múltiples direcciones de movimiento en el tobillo.

- **Rehabilitadores con tres grados de libertad:**

Estos dispositivos permiten flexión, extensión, aducción, abducción e inversión, eversión. Ofrecen una escala completa de movimientos de forma precisa los movimientos naturales del tobillo y proporcionar una rehabilitación más continua.

De los productos que se ofrecen en el mercado, todos de movimiento pasivo continuo (CPM), destacan los que se muestran a continuación.

Kinetec 5190 Ankle CPM Machine

La máquina de movimiento pasivo continuo (CPM) para rehabilitación de tobillo Kinetec 5190 se muestra en la Figura 1.17.



Figura 1. 17 Máquina CPM Kinetec 5190 [57].

GDL: 3

- Son posibles tres tipos de movimiento: dorsiflexión-plantarflexión, inversión-eversión y aducción-abducción, posición del paciente: sentado o acostado.
- Se dispone de los siguientes rangos de movimiento
- Plantar flexión: 40°
- Dorsiflexión: 30°
- Inversión-eversión: 25°
- Aducción-abducción: 25°

- Velocidades: 10 velocidades, respecto a un ciclo completo, que van de 1 min 5s a 2 min 20 s. (rango que va de 30° a 65° /minuto) Peso: 15 kg.
- Dimensiones: 45 x 34 x 34 cm [57].

OptiFlex Ankle CPM

La máquina de movimiento pasivo continuo (CPM) para rehabilitación de tobillo *OptiFlex Ankle* se muestra en la Figura 1.18.



Figura 1. 18 OptiFlex Ankle CPM [58].

GDL: 2

- Son posibles dos tipos de movimiento: dorsiflexión-plantarflexión e inversión-eversión, posición del paciente: sentado o acostado.
- Se dispone de los siguientes rangos de movimiento
- Dorsiflexión: 40°
- Plantar flexión: 60°
- Inversión: 40°
- Eversión: 20°
- Peso: 11 kg.
- Dimensiones: 56 x 47 x 72 cm [58].

JACE Ankle A330 CPM

La máquina de movimiento pasivo continuo (CPM) para rehabilitación de tobillo JACE Ankle A330 se muestra en la Figura 1.19.

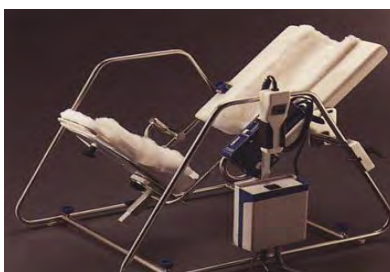


Figura 1. 19 JACE Ankle A330 CPM [59].

- Es posible un solo tipo de movimiento: dorsiflexión-plantarflexión, posición del paciente: sentado o reclinado.
- Rango de movimiento:
- Dorsiflexión: 20°
- Plantarflexión: 40° [59].

1.2. Definición del problema

La hipertonía se define como un aumento anormal de la resistencia a la movilización externa de una articulación, tal como lo percibe el examinador, generalmente un fisioterapeuta o especialista de salud. Este incremento en la resistencia puede atribuirse a diversos factores, como la espasticidad, distonía y/o rigidez, ya sea de manera individual o en combinación. Después de un accidente cerebrovascular (ACV), la hipertonía se convierte en una manifestación común, y la rehabilitación temprana se orienta hacia la normalización del tono muscular. El tono muscular, definido como la resistencia al estiramiento muscular pasivo, resulta de la interacción de varios mecanismos contribuyentes. Estos incluyen las propiedades mecánicas, específicamente viscoelásticas, de la unidad músculo-tendinosa, así como las propiedades intrínsecas que engloban la resistencia activa de los elementos contráctiles. En este contexto, comprender los fundamentos del tono muscular se vuelve esencial para diseñar estrategias efectivas de caracterización de la rigidez para la implementación de rehabilitación y mejorar la calidad de vida de aquellos afectados por la hipertonía.

En el contexto de la rehabilitación, la reducción o eliminación de la rigidez en las articulaciones, especialmente en el tobillo, se convierte en un objetivo crucial. La presencia de niveles inapropiados de rigidez pasiva en el tobillo se ha vinculado con la aparición de trastornos en el movimiento, el desarrollo de condiciones patológicas y la limitación en la ejecución de actividades funcionales esenciales, como caminar, correr y saltar. Por esta razón, los especialistas consideran importante contar con herramientas que faciliten una evaluación objetiva de la rigidez y proporcionen pautas para el seguimiento de la evolución, permitiendo evaluar la disminución o persistencia de la espasticidad.

En muchos casos, los especialistas diagnostican la causa de la rigidez basándose únicamente en los síntomas asociados y en los resultados de la exploración física. Sin embargo, la disponibilidad de herramientas de evaluación objetiva puede mejorar significativamente la precisión del diagnóstico y proporcionar datos cuantificables para medir el progreso durante el proceso de rehabilitación. Este enfoque más detallado y cuantitativo contribuye a una atención más específica y personalizada, mejorando así la efectividad de las estrategias de tratamiento dirigidas a mitigar la rigidez articular.

Por lo anterior surge la inquietud de desarrollar un identificador algebraico capaz de cuantificar la rigidez en la articulación, que, a través de movimientos ejecutados por el paciente y mediante la adquisición de señales obtenidas de sensores implementados sobre el mecanismo de rehabilitación de 2 GDL sea capaz de deducir datos propios de la rigidez y mostrarlos numéricamente.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Desarrollar un identificador algebraico para determinar, de manera teórica y experimental, la rigidez en la articulación del tobillo en movimientos de dorsiflexión-plantarflexión y abducción-aducción utilizando un rehabilitador de tobillo de 2 grados de libertad.

1.3.2. Objetivos específicos

- Revisar el estado del arte sobre tipos de control y adquisición de señales para dispositivos enfocados a la rehabilitación de tobillo, identificación algebraica y técnicas de identificación de rigidez en tobillos.
- Instrumentar y proporcionar el control para el dispositivo de rehabilitación de 2 GDL implementando sensores y actuadores.
- Obtener un modelo matemático de la máquina de rehabilitación de tobillo para desarrollar un identificador algebraico.
- Desarrollar pruebas experimentales para determinar la rigidez con usuarios sin lesión.

1.4. Hipótesis

El desarrollo de un identificador algebraico, basado en un modelo matemático del sistema rehabilitador – tobillo del usuario, permitirá estimar la rigidez de la articulación del tobillo mediante el análisis de la señal del torque y la posición angular del movimiento.

Esta hipótesis plantea que, a través del uso de un identificador algebraico construido sobre un modelo matemático preciso del sistema, será posible determinar la rigidez del tobillo del tobillo. La caracterización del torque generado en la articulación servirá como un indicador confiable de dicha rigidez, facilitando evaluaciones y ajustes necesarios en el proceso de rehabilitación.

1.5. Justificación

Un trabajo de caracterización de la rigidez a través de un rehabilitador de tobillo de 2 grados de libertad mediante el método de identificación algebraica puede basarse en varias razones importantes:

1. Escasez de Investigación Existente:

- Hay que destacar que existe una falta de investigación y desarrollo en el área específica de rehabilitadores de tobillo de 2 grados de libertad.

2. Relevancia Clínica:

- Subrayar la importancia clínica de la rehabilitación del tobillo, especialmente en pacientes con lesiones o condiciones que afectan la movilidad y estabilidad del tobillo.

3. Aplicabilidad Práctica:

- Resaltar la aplicabilidad práctica del rehabilitador de tobillo en entornos clínicos y de rehabilitación.

4. Contribución a la Investigación Científica:

- Hay que subrayar que la identificación algebraica es un método potencialmente valioso, pero poco explorado para caracterizar la rigidez de tobillos con el uso de dispositivos rehabilitadores.
- Argumentar que este enfoque puede contribuir significativamente al cuerpo de conocimientos científicos y tecnológicos en el campo de la rehabilitación.

5. Impacto en la Práctica Clínica:

- Hay que destacar cómo los resultados de la investigación pueden tener un impacto directo en la práctica clínica, mejorando la efectividad de la rehabilitación del tobillo a través de la estimación de parámetros que demuestre avances durante el proceso de rehabilitación y, por lo tanto, la calidad de vida de los pacientes.

En resumen, la justificación del problema se enfoca en la necesidad de abordar una laguna que existe en la investigación para la caracterización de la rigidez en dispositivos rehabilitadores a través de método de identificación algebraica, destacando la importancia clínica y práctica del tema.

Capítulo

2

Análisis de fundamentos

2.1. Marco conceptual

2.1.1. Complejidad del problema

La complejidad del problema radica en determinar un modelo matemático que representa la dinámica del sistema rehabilitador de tobillo – rigidez del paciente para que el identificador algebraico sea más preciso y así determinar la rigidez en los movimientos plantarflexión /dorsiflexión y aducción/abducción. Además, de desarrollar todo el sistema de control y adquisición de datos de la máquina de rehabilitación de tobillo de 2 GDL para tener lecturas fidedignas de las señales.

El complejo articular del tobillo (AJC) está formado principalmente por la tibia, fábula, astrágalo y calcáneo, como se muestra en la Figura 2.1. La tibia y el peroné se consideran una unidad para simplificar. Los movimientos del AJC, y la articulación del tobillo implica la articulación entre la unidad tibia-fíbula y el astrágalo. El AJC es de fundamental importancia para el equilibrio, el apoyo y la propulsión. Sin embargo, es particularmente susceptible a lesiones músculoesqueléticas y neurológicas, especialmente lesiones neurológicas como el pie caído. Basado en un informe del American Heart Asociación, aproximadamente, 795,000 personas sufren un accidente cerebrovascular en los Estados Unidos cada año [60]; accidente cerebrovascular tiene mal pronóstico y se asocia con una alta proporción de los pacientes con pie caído, convirtiéndose en la principal causa de discapacidades permanentes en todo el mundo, con más de 15 millones nuevos casos cada año y 50 millones de supervivientes de accidentes cerebrovasculares [61]. Un factor importante en la disfunción del tobillo es el daño al sistema nervioso central (SNC), que debe ser estimulado para la reorganización y compensación [62].

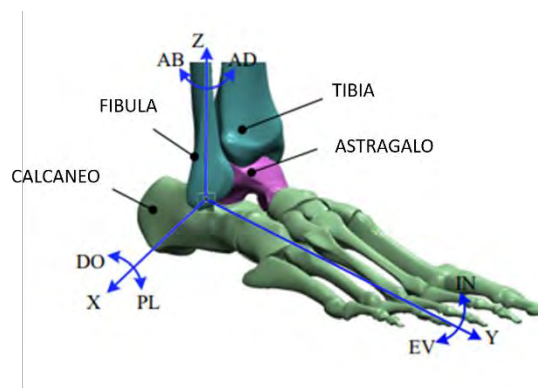


Figura 2. 1 Esguince de tobillo [60].

Es cierto que el tobillo es una de las partes más complejas y críticas del sistema músculoesquelético, y desempeña un papel fundamental en nuestro desplazamiento diario. Los esguinces son prácticamente estiramientos inusuales o desgarres en los ligamentos del tobillo (véase en la Figura 2.1) que pueden generar daños apenas imperceptibles, pequeñas molestias y en casos especiales, daños graves irreparables si no se tratan a tiempo [61]. Estas lesiones suelen ser el resultado de una torcedura o una fuerza excesiva aplicada al tobillo, lo que provoca daño en los ligamentos que sostienen la articulación del tobillo. Los esguinces de tobillo se pueden clasificar en tres categorías principales según la ubicación del trauma:

- **Esguince de tobillo alto:** Esto ocurre cuando el tobillo experimenta una rotación externa con el pie en dorsiflexión. En otras palabras, el pie está hacia arriba y hacia afuera cuando se produce la lesión. Este tipo de esguince a menudo involucra lesiones en los ligamentos deltoides en la parte interna del tobillo.
- **Esguince de tobillo medial:** En este caso, el tobillo sufre una rotación externa con el pie en eversión, lo que significa que el pie se gira hacia afuera y hacia abajo. Este tipo de lesión afecta los ligamentos en la parte interna del tobillo.
- **Esguince de tobillo lateral:** Es el tipo de esguince más común. Se produce cuando el pie se flexiona hacia abajo y hacia adentro, lo que resulta en una inversión del pie. Esto daña los ligamentos en la parte externa del tobillo, como el ligamento lateral externo.

La gravedad de un esguince de tobillo puede variar desde leves, donde solo se estiran los ligamentos, hasta graves, donde los ligamentos se desgarran parcial o completamente. El tratamiento y la recuperación dependen de la gravedad de la lesión. En general, los esguinces de tobillo se tratan con reposo, hielo, compresión, elevación (conocido como el método PRICE), fisioterapia y, en algunos casos, inmovilización con una férula o bota. En casos graves, la cirugía puede ser necesaria. La prevención de esguinces de tobillo implica fortalecer los músculos alrededor del tobillo, mantener una buena técnica al caminar o correr, y usar calzado adecuado que proporcione un buen soporte para el tobillo. Además, es importante tener cuidado al caminar o correr en terrenos irregulares o resbaladizos para evitar lesiones [63].

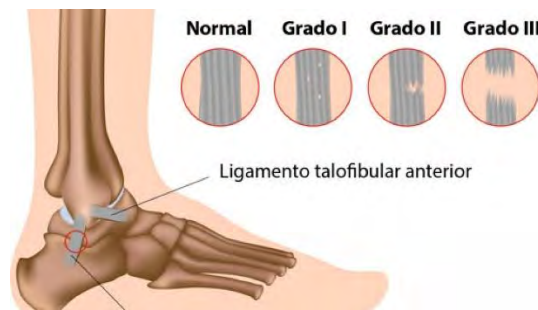


Figura 2. 2 Grados de esguince de tobillo [60].

La gravedad de un esguince se clasifica en tres dependiendo del efecto realizado [64]:

- **Grado 1:** Estiramiento de ligamentos laterales sin llegar al desgarro.
- **Grado 2:** Desgarro pequeño o parcial en uno o más ligamentos.
- **Grado 3:** Rotura completa de uno a todos los ligamentos.

Investigaciones clínicas dedican bastante tiempo para el desarrollo de tanto métodos de rehabilitación efectivos, como de la prevención de lesiones en el tobillo debido a la importancia que este tiene en el sistema esquelético. Además, de tener el deber de ajustarse los cambios biomecánicos en detrimento para cuando una articulación realiza ejercicios de rehabilitación.

Para ayudar con ello, de tal forma que se puedan realizar algunos o varios ejercicios de rehabilitación siguiendo el procedimiento correcto, en los últimos siglos se han desarrollado desde dispositivos de rehabilitación manual (bandas elásticas, rodillos de espuma, tableros de equilibrio, etc.), hasta la creación de robots asistentes creados específicamente para contribuir a la rehabilitación, otorgando movimientos eficaces y mejor controlados [65].

Por tanto, la fisioterapia se convierte en esencial para pacientes bajo esta circunstancia [66] y [67]. Durante el tratamiento, los pacientes pueden recuperar su rango limitado de movimiento (ROM), fortalecer los músculos débiles, recuperar equilibrio dinámico y así restaurar gradualmente el movimiento [68]. Sin embargo, esto requiere un proceso de rehabilitación largo, repetitivo e intensivo, que conduce a una gran carga de trabajo en el entrenamiento tradicional de rehabilitación del tobillo, que es realizado por terapeutas en una base práctica uno a uno para estimular y reparar el SNC dañado [69]. Además, el entrenamiento tradicional de rehabilitación del tobillo no puede proporcionar suficiente frecuencia e intensidad del entrenamiento debido al tiempo limitado y recursos, además de no poder comprobar mediante un sistema de referencia numérico los avances logrados [70]. Los planes de formación en rehabilitación se desarrollan con base en la experiencia clínica subjetiva de los terapeutas. Lo que lleva al problema de que los terapeutas no pueden controlar con precisión los cambios en fuerzas complejas, formularios de entrenamiento de rehabilitación y parámetros de entrenamiento; por lo tanto, es difícil garantizar una formación precisa de las extremidades afectadas.

Entonces, es de vital importancia sustituir los tradicionales entrenamientos de rehabilitación de tobillo mediante el desarrollo de robots de rehabilitación; que tienen la ventaja de proporcionar entrenamiento de rehabilitación uniforme y preciso a largo plazo, así como la capacidad de modificar adaptativamente la dificultad de entrenamiento de rehabilitación según retroalimentación en tiempo real del entrenamiento. Además, la aplicación de técnicas de rehabilitación del tobillo asistidas por robots permite la recopilación de datos a lo largo del proceso de capacitación para determinar aún más la precisión de la capacitación [56], en el mismo permitiendo una evaluación de las propiedades biomecánicas del AJC [62] y la movilidad [71] para personalizar el futuro tratamiento. En particular, estas técnicas pueden reducir eficazmente la intensidad laboral del personal médico, mejorar el efecto del entrenamiento de rehabilitación del tobillo y compensar la escasez de recursos médicos de rehabilitación.

Los robots paralelos de rehabilitación de tobillo que en siglas en inglés se denotan (PARR) y los dispositivos portátiles son las tecnologías más estudiadas para la rehabilitación de tobillo, en la cual, los PARR tienen una plataforma fija y se puede utilizar para múltiples grados de libertad. Se han realizado varias revisiones de dispositivos robóticos para la rehabilitación del tobillo [1, 56, 72]. Sin embargo, las referencias [73, 71] se centraron en el diseño mecánico de robots de rehabilitación de tobillo y cubrió ambos PARR y robots portátiles. Mientras que la referencia [74] se centró sobre la eficacia de la terapia asistida por robot en el tobillo rehabilitación tanto con PARR como con dispositivos portátiles, y concluyeron que los robots portátiles son más adecuados para el entrenamiento de la marcha, mientras que los PARR son más adecuados para ejercicios del tobillo.

2.2. Marco contextual

La rehabilitación física es una disciplina de la medicina que se enfoca al tratamiento y recuperación de lesiones músculoesqueléticas. Particularmente, la rehabilitación de tobillo juega un papel crucial para el restablecimiento de la movilidad y fuerza en los pacientes que han sufrido un esguince de cualquier gravedad. De esta forma, la integración de tecnologías en el proceso de rehabilitación como dispositivos de asistencia robótica, exoesqueletos, interfaces usuario-máquina, demuestran ser una alternativa viable y efectiva para optimizar y mejorar la experiencia del paciente. Entre las tecnologías aplicables, están las máquinas de rehabilitación construidas con uno o múltiples GDL, cuyo protagonismo ha ido en aumento gracias a que tienen la capacidad de replicar los movimientos complejos del tobillo para ofrecer una terapia más personalizada y efectiva.

Por otra parte, la rigidez articular del tobillo es una medida biomecánica fundamental que describe la resistencia del complejo articular del tobillo al movimiento pasivo. Se expresa comúnmente en Newton-metro por grado (Nm/deg) y varía según el eje de movimiento, el estado funcional del sujeto (sedentario, activo o con lesión) y el método de medición.

- Definición y Relevancia

La rigidez articular es una propiedad mecánica que permite evaluar la resistencia ofrecida por los tejidos musculares, tendinosos, ligamentosos y articulares durante el desplazamiento angular del tobillo. Esta medición es especialmente útil en contextos de rehabilitación, diseño de exoesqueletos, análisis de rendimiento deportivo y diagnóstico de lesiones (Zhang *et al.* [75], Boyas *et al.* [76]).

- Ejes de Movimiento del Tobillo

El tobillo presenta varios grados de libertad, siendo los principales:

- Dorsiflexión / Plantarflexión: Movimiento en el plano sagital (flexión hacia arriba / abajo).
- Aducción / Abducción (o inversión / eversión): Movimiento en el plano frontal.

Cada uno de estos movimientos presenta una rigidez característica, que puede medirse mediante diferentes técnicas instrumentales.

- Técnicas de Medición

A lo largo de la literatura, se han utilizado diversas técnicas para cuantificar la rigidez del tobillo:

- a) Plataformas instrumentadas o dinamómetros utilizados por autores como Boyas *et al.* [76], Mirbagheri *et al.* [77] y Cop *et al.* [78]. Permiten aplicar movimientos pasivos controlados mientras se registra el momento articular.
 - ✓ Ventaja: alta precisión.
 - ✓ Desventaja: alto costo y limitación en movilidad.
- b) Exoesqueletos pasivos o activos. Estudio de Zhang *et al.* [75] usó un exoesqueleto robótico para evaluar la rigidez en contexto de asistencia al caminar. Permiten mediciones en condiciones reales o simuladas de movimiento.
- c) Sistemas robóticos portátiles empleados por Misgeld *et al.* [41] con dispositivos que inducen rotaciones suaves en el tobillo mientras se miden momentos reactivos. Son útiles en estudios clínicos o ambulatorios por su facilidad de uso.
- d) Métodos indirectos de estimación basados en el análisis del torque y desplazamiento angular durante tareas funcionales (Hidler *et al.* [79]). Menos precisos, pero accesibles para estudios preliminares.

La literatura muestra una amplia variabilidad de valores de rigidez dependiendo de la población y el tipo de movimiento medido la tabla 2.1 resume algunos de estos:

Tabla 2.1 Valores de rigidez dependiendo la población [76] - [80].

Estudio	Población	Movimiento	Rigidez (Nm/deg)
Misgeld <i>et al.</i> [41]	Adultos con espasticidad	Dorsiflexión	5.0-8.8
Zhang <i>et al.</i> [75]	Sujetos con asistencia	Dorsiflexión	6.1-9.2
Shamaei <i>et al.</i> [81]	Estudio pasivo biomecánico	Plantarflexión	4.5-8.5
Hilder <i>et al.</i> [79]	Sujetos sedentarios	Plantarflexión	3.9-7.5
Boyas <i>et al.</i> [76]	Atletas recreativos	Aducción	5.2-8.6
Mirbagheri <i>et al.</i> [77]	Futbolistas profesionales	Abducción	7.0-10.1
Beumer <i>et al.</i> [80]	Pacientes con lesión	Abducción	3.5-6.2

Estos resultados muestran que la rigidez puede aumentar en atletas debido a un desarrollo muscular más robusto (Mirbagheri *et al.*, [77]), mientras que pacientes con lesión suelen tener rigideces reducidas por degeneración o pérdida de función (Beumer *et al.*, [80]).

2.3. Marco teórico

2.3.1. Movimientos naturales del tobillo

Los movimientos de un tobillo pueden equipararse a un mecanismo desde 2 a 6 grados de libertad por los movimientos naturales que ejecuta [82]. Lo anterior se puede observar en la Figura 2.3., y tabla 2.2.

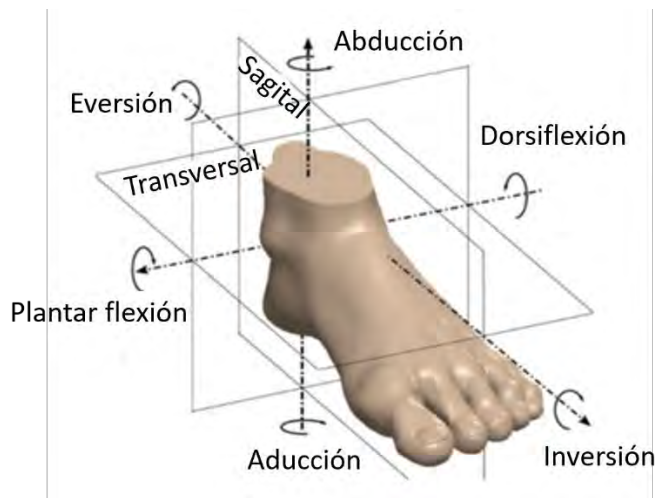


Figura 2.3 Movimientos naturales de un pie-tobillo [82].

En esta investigación, se focalizará en el análisis de la rigidez en los movimientos del tobillo, que incluyen: dorsiflexión, plantarflexión, abducción y aducción.

Tabla 2.2 Grados de movimiento libre dependiendo de la acción que realiza el tobillo [82].

Tipo de movimiento	Amplitud de movimiento (°)
Dorsiflexión	20.3° a 29.8°
Plantarflexión	37.6° a 45.8°
Abducción	15.4° a 25.9°
Aducción	22° a 36°
Inversión	14.5° a 25.9°
Eversión	10.0° a 25.9°

2.3.2. Rehabilitación y fases de recuperación

Cuando una persona enfrenta una enfermedad crónico-degenerativa, lesión o incapacidad que restringe sus capacidades o limita su movimiento normal debido a una inactividad prolongada durante la recuperación, por lo general, requiere encontrar una solución para abordar o complementar su terapia de rehabilitación. La rehabilitación se refiere a un proceso o conjunto de estrategias planificadas con el propósito de restablecer al individuo a un estado funcional óptimo en la medida de lo posible [83]. Este objetivo se logra a través de la realización progresiva de ejercicios físicos que abarcan tanto la movilidad como la fuerza, los cuales pueden ser ejecutados de manera autónoma por el individuo o con el apoyo de asistencia, ya sea proporcionada por otros o a través de tecnología robótica. Estos ejercicios se repiten de forma constante hasta que el individuo alcanza un nivel óptimo de funcionalidad.

En el contexto de este proyecto centrado en la caracterización de la rigidez para en un dispositivo de rehabilitación del tobillo, resulta fundamental definir las fases generales de

recuperación. Estas fases se dividen en tres etapas distintivas, cada una de las cuales cumple un papel crucial en el proceso de recuperación y se describen detalladamente a continuación:

1. **Fase Inicial:** En esta etapa inicial, se enfoca en mitigar el dolor, reducir la inflamación y comenzar a restablecer la movilidad perdida. Los ejercicios terapéuticos en esta fase suelen ser suaves y de baja intensidad, centrándose en movimientos controlados y la mejora de la circulación sanguínea en la zona afectada.
2. **Fase de Rehabilitación:** Durante esta fase intermedia, el enfoque se centra en fortalecer la musculatura y aumentar la amplitud de movimiento del tobillo. Los ejercicios se vuelven más intensos y variados, abordando la estabilización, coordinación y resistencia. Se busca restaurar la funcionalidad óptima a través de una progresión gradual de la carga y la resistencia.
3. **Fase Funcional:** La fase funcional es la etapa final de la rehabilitación, donde se integran movimientos específicos y actividades funcionales relacionadas con las actividades diarias y deportivas que el individuo realiza. El objetivo principal es lograr la plena funcionalidad y la adaptación completa del tobillo a las demandas de la vida cotidiana y actividades específicas, garantizando así una recuperación completa y sostenible.

Cada una de estas fases juega un papel crucial en el proceso de recuperación, brindando una estructura y guía esenciales para la rehabilitación efectiva del tobillo y la restauración de la funcionalidad óptima para el individuo [55].

2.3.2.1. Tipos de rehabilitación

Cuando se habla de la recuperación de las extremidades inferiores, los principales son el pie y el tobillo. Estas áreas son propensas a lesiones comunes tanto en individuos físicamente activos como en atletas de nivel medio y alto. Aunque algunas lesiones en esta zona rara vez son letales, la ausencia de un proceso de recuperación a largo plazo puede ocasionar limitaciones en la movilidad, que van desde dificultades para dar pasos normales hasta simples cambios de dirección al caminar [73]. En este sentido, la rehabilitación tiene una gran importancia en su aplicación adecuada, ya que se puede reducir la espasticidad, aumentar la amplitud y control de movimiento, incluso mejorando las condiciones para enfermedades neuromusculares en algunos pacientes lo cual da calidad de vida hacia el individuo afectado [84]. La limitación de movimientos tras una lesión puede causar daños graves en el cuerpo, puesto que después de un largo periodo de tiempo de inactividad en articulaciones estas causan atrofas donde, puedan llegar a una intervención quirúrgica mayor. Y es por ello, se considera que el movimiento continuo e intermitente beneficia a las articulaciones dañadas y mejora a las articulaciones saludables, siendo un método efectivo de rehabilitación comprobado [73].

La rehabilitación, en un sentido general, es el proceso en el cual a través de fisioterapia es posible recuperar las habilidades físicas perdidas debido a un incidente traumático. Existen

cuatro niveles de recuperación dependiendo del nivel de actividad que el paciente requiera: pasiva, asistida, activa y resistiva. En la recuperación pasiva el paciente no interviene en lo absoluto en la ejecución del movimiento, por lo general el terapeuta realiza todo el esfuerzo. Una modalidad intermedia es la asistida donde se combina el esfuerzo del paciente y del terapeuta. La recuperación activa es cuando la persona realiza todo el esfuerzo por sí misma y en la resistiva se utilizan sistemas mecánicos donde se presenta una fuerza opuesta al movimiento del paciente [56].



Figura 2.4 Tipos de rehabilitación [56].

2.3.3. Sistemas de control

En diversos proyectos de rehabilitación para extremidades superiores, se emplean diferentes tipos de control reportado, utilizando técnicas básicas de robótica que miden principalmente parámetros de posición y fuerza mediante controladores simples. Sin embargo, los sistemas de rehabilitación para extremidades inferiores son más complejos, ya que requieren no solo controlar la posición y la fuerza, sino también adaptarse a factores externos como señales, comunicaciones y perturbaciones. Esta complejidad obliga a los usuarios a migrar hacia sistemas de control más avanzados que funcionen de manera adecuada.

Tipos de control:

- **PD**
 - Proporcional (P): La acción proporcional en un controlador PD es proporcional al error actual. El error es la diferencia entre la salida del sistema y el valor de referencia deseado. La acción proporcional contribuye a reducir este error proporcionalmente.
 - Derivativo (D): La acción derivativa en un controlador PD es proporcional a la tasa de cambio del error. Ayuda a prevenir la tendencia del error y mejorar la estabilidad del sistema al reducir la velocidad de respuesta y minimizar el sobre impulso.

Un controlador proporcional derivativo (PD) se describe mediante la función de transferencia (1.1):

$$k(s) = k_p + k_d s = k_d \left(s + \frac{k_p}{k_d} \right) \quad (2.1)$$

Por lo tanto, un controlador PD agrega un solo cero a la función de transferencia de bucle cerrado [85].

- **PI**

- Proporcional (P): Similar al controlador PD, la acción proporcional en un controlador PI es proporcional al error actual.
- Integral (I): La acción integral en un controlador PI es proporcional a la acumulación de errores pasados. Ayuda a eliminar el error acumulado a lo largo del tiempo y garantiza que el sistema alcance y mantenga el valor de referencia.

Un controlador PI es descrito por la función de transferencia (2.2):

$$k(s) = k_p + \frac{k_i}{s} = \frac{k_p \left(s + \frac{k_i}{k_p} \right)}{s} \quad (2.2)$$

El controlador PI agrega así un polo en el origen (un integrador) y un cero finito al bucle de retroalimentación. La presencia del integrador en el bucle obliga al error a una entrada constante para ir a cero en estado estacionario; por lo tanto, el controlador PI se usa comúnmente en el diseño de servomecanismos [86].

- **PID**

Un controlador PID (Proporcional-Integral-Derivativo) es un tipo de controlador ampliamente utilizado en sistemas de control automático. El controlador PID calcula la diferencia entre nuestra variable real contra la variable deseada, el algoritmo del control PID consta de tres parámetros distintos: el proporcional, el integral, y el derivativo. El valor proporcional depende del error actual, el integral depende de los errores pasados y el derivativo es una predicción de los errores futuros. La suma de estas tres acciones es usada para ajustar el proceso por medio de un elemento de control, como posición o potencia; el controlador PID en el dominio del tiempo se describe en (2.3):

$$u(t) = k_p + k_d \frac{d}{dt} e(t) + k_i \int e(t) dt \quad (2.3)$$

El controlador PID tiene una función de transferencia (2.4):

$$k(s) = k_p + k_d s + \frac{k_i}{s} \quad (2.4)$$

Las ganancias del controlador para los tres modos básicos de control se dan como: k_p , k_d , k_i , de estos, el término proporcional sirve como controlador estático, el término derivado ayuda a acelerar la respuesta del sistema, y el término integral ayuda a reducir el error de estado estacionario véase Figura 2.5.

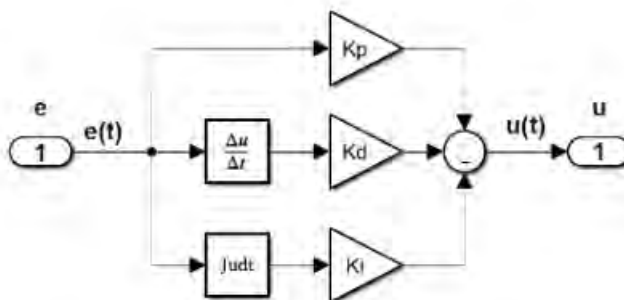


Figura 2.5 Modos básicos de control representados en el controlador PID [86].

El control es la columna vertebral de la robótica. Consiste en estudiar y definir cómo hacer que el manipulador realice lo que se desea de manera automática, típicamente esto toma la forma de una ecuación o un algoritmo que se ejecuta a través de un programa computacional, físicamente comprende una computadora, una unidad de adquisición de datos, actuadores (típicamente, motores eléctricos), el propio robot y alguna electrónica extra [87].

Respecto a los sistemas de control que se están utilizando en los dispositivos de rehabilitación de tobillo, desarrollados en diversos laboratorios y centros de investigación, se identificaron los siguientes: para movimiento pasivo de dorsiflexión/plantar flexión, control de posición y velocidad angular; para movimientos activos [71, 88], control de posición y fuerza, controlador difuso de posición/fuerza (fuzzy PD + I) para controlar posición angular y torque [89], control híbrido de posición y fuerza para rehabilitación de extremidad superior [90]; y simulaciones por computadora de esquemas de control de impedancia que permiten controlar fuerza y velocidad angular, orientado hacia la seguridad del paciente [91], el controlador de impedancia propuesto es básicamente un controlador PD de par calculado (*computed torque controller*), también se han reportado aplicaciones de control de impedancia para sistemas de rehabilitación de extremidades superiores [92], se reporta también la implementación en un prototipo de rehabilitador de tobillo [72] donde los parámetros se modifican para diferentes tipos de rehabilitación.

El objetivo es relacionar las variables de posición y fuerza obteniendo dos posibles resultados (o modelos):

- Control de impedancia: Se genera una fuerza a partir de errores de posición en la máquina.
- Control de admitancia: Produce una variación de posición como resultado de una fuerza entrante.

Una forma de ver el control de impedancia es a través de una red equivalente para un mecanismo de 1 GDL. En la Figura 2.6 se observa un control de fuerza pura que manipula a S_e (fuente de fuerza) y $F(t)$ (fuerza con relación al tiempo) para interactuar con una admitancia Y en función de cerrar el circuito de control, sin embargo, esto no cuenta como control de impedancias. Esto se desarrolla hasta que se agrega una impedancia Z y hace que los valores originales de fuerza cambian por unidades de velocidad-posición (véase en la Figura 2.7), ya que, en este caso S_f (flujo de velocidad) y $Vo(t)$ (velocidad en relación con el tiempo) interactúan en la admitancia del ambiente Y junto con la impedancia Z para desarrollar una interacción de red funcional.

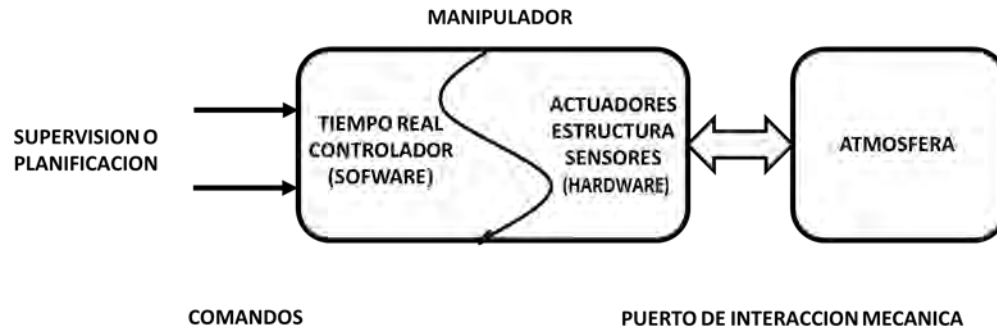


Figura 2.6 Esquema de un control de impedancias general [91].

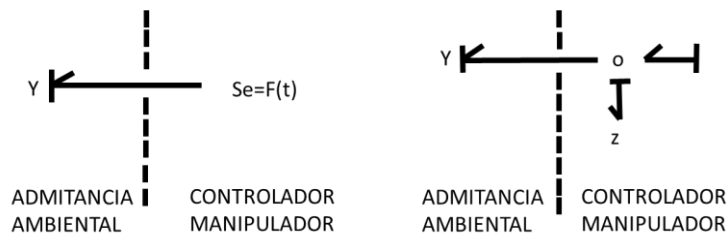


Figura 2.7 Representación de las redes equivalentes de enlace a) Control de fuerza pura, b) Control de impedancia [91].

Por otro lado, la identificación algebraica, es un método que se implementa con base en un modelo algebraico diferencial y el cálculo operacional para el desarrollo de estimadores, que permiten la determinación de parámetros desconocidos de un sistema a partir de su modelo matemático. Una de las características de la identificación algebraica, es proporcionar relaciones de identificación completamente independientes de las condiciones iniciales del sistema. Asimismo, las estimaciones se realizan en línea y en tiempo continuo o discreto. También, de acuerdo con Fliess y Sira-Ramírez, este método presenta buenas propiedades de robustez con respecto a una gran variedad de perturbaciones, además de ser eficiente [93].

Por lo tanto, en este trabajo se pretende utilizar el método de identificación algebraica, para el desarrollo de los estimadores de los parámetros; para su implementación como caracterizador de la rigidez en terapia de rehabilitación para un dispositivo rehabilitador de

tobillo de 2GDL, donde se estime la rigidez de los grados de movilidad (magnitud y posición angular) de dorsiflexión, plantarflexión, abducción y aducción.

Capítulo

3

Máquina de rehabilitación de tobillo de 2 GDL

3.1. Fundamento teórico matemático

3.1.1. Descripción del sistema

El rehabilitador de tobillo que se utilizará se basa en una mesa XY cuyo mecanismo tiene una estructura de 2 grados de libertad (GDL). Este dispositivo se compone de dos rieles (guías lineales) controlados por motorreductores de corriente directa (DC), una plataforma fija y una plataforma móvil donde el paciente coloca su pie. Las guías lineales generan movimientos en las direcciones horizontal (eje x) y vertical (eje y). De esta manera, los movimientos que puede realizar el tobillo incluyen abducción/aducción (para direcciones horizontales) y dorsiflexión/plantarflexión (para direcciones verticales).

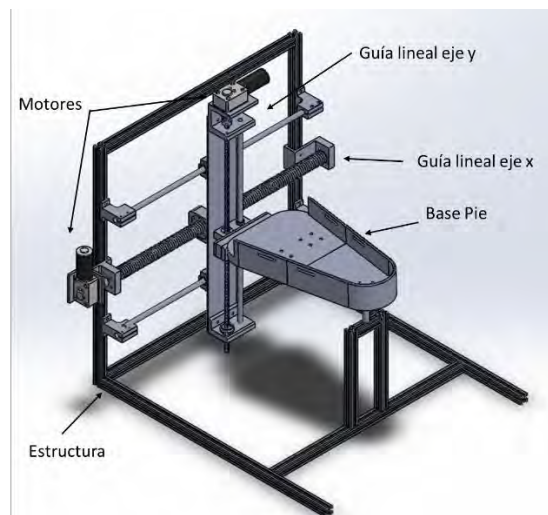


Figura 3.1 Rehabilitador de tobillo 2GDL.

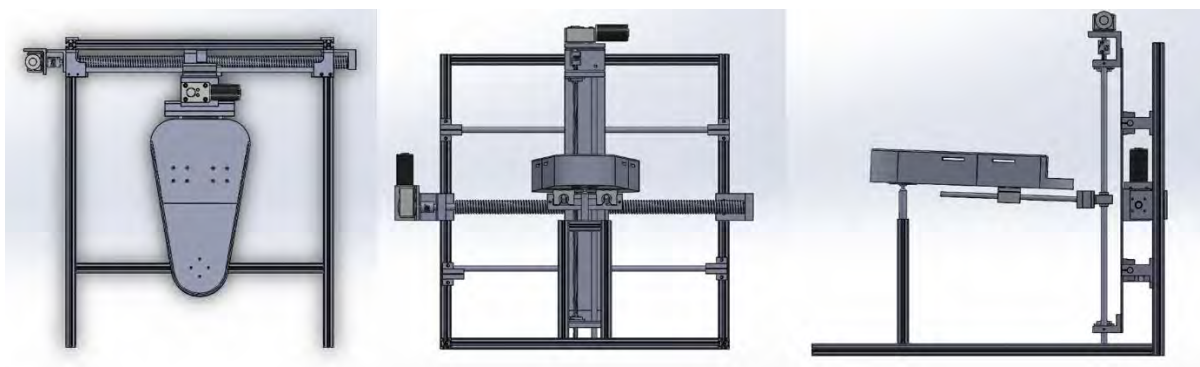


Figura 3.2 Perspectivas de vista del rehabilitador.

Para este trabajo de tesis, se parte desde el diseño del prototipo presentado por Santana *et al.*, [10] (ver Figura 3.1), se realizan algunas mejoras remplazando el tipo de tornillo lineal sustituyéndolo por un tornillo lineal de bolas en el eje x , lo cual resulta de un mejor desplazamiento para la ejecución de movimientos. Este sistema consta de los siguientes elementos, características y materiales:

- **Accesorios prediseñados:** En esta parte se mencionan los elementos entre los que se incluyen algunos rodamientos lineales y acoplamientos para transmisiones de movimiento. Estos agregan robustez al sistema, permiten mantener todos los elementos en la misma posición y, además, permiten emplear los movimientos de dorsiflexión/plantarflexión y abducción/aducción.
- **Transmisión mecánica:** La transmisión es comandada por motores a pasos y un tornillo sin fin que permiten el movimiento lineal del mecanismo.
- **Guías lineales:** A partir de perfiles modulares, se crearon dos soportes para guías lineales que rigen los movimientos horizontales (por medio de un eje X) y verticales (por medio de un eje Y). Estas son acopladas perpendicularmente para que desarrollen la función del eje asignado y a través de un tornillo sin fin, se convierte el movimiento rotacional en lineal para cada uno.
- **Perfiles modulares:** Son estructuras con perfiles de acero o aluminio utilizadas para crear la base fija y el soporte que mantienen rectas a las guías lineales.

El dispositivo resultante de estas mejoras se muestra en la Figura 3.3 y su croquis se encuentra en apéndice 2.



Figura 3.3 Dispositivo rehabilitador de 2gdl a utilizar.

3.1.2. Modelo matemático

Para obtener el modelo matemático del sistema del robot paralelo destinado a la rehabilitación del tobillo, el cual funciona en un plano X - Y , es necesario considerar sus dos

grados de libertad: el movimiento horizontal (aducción/abducción) y el movimiento vertical (dorsiflexión/plantarflexión). Esto requiere modelar las fuerzas y los desplazamientos en ambos ejes (X e Y), el dispositivo cuenta con una zona de trabajo de 40 x 40 cm. A continuación, se describe un enfoque estructurado para abordar este problema:

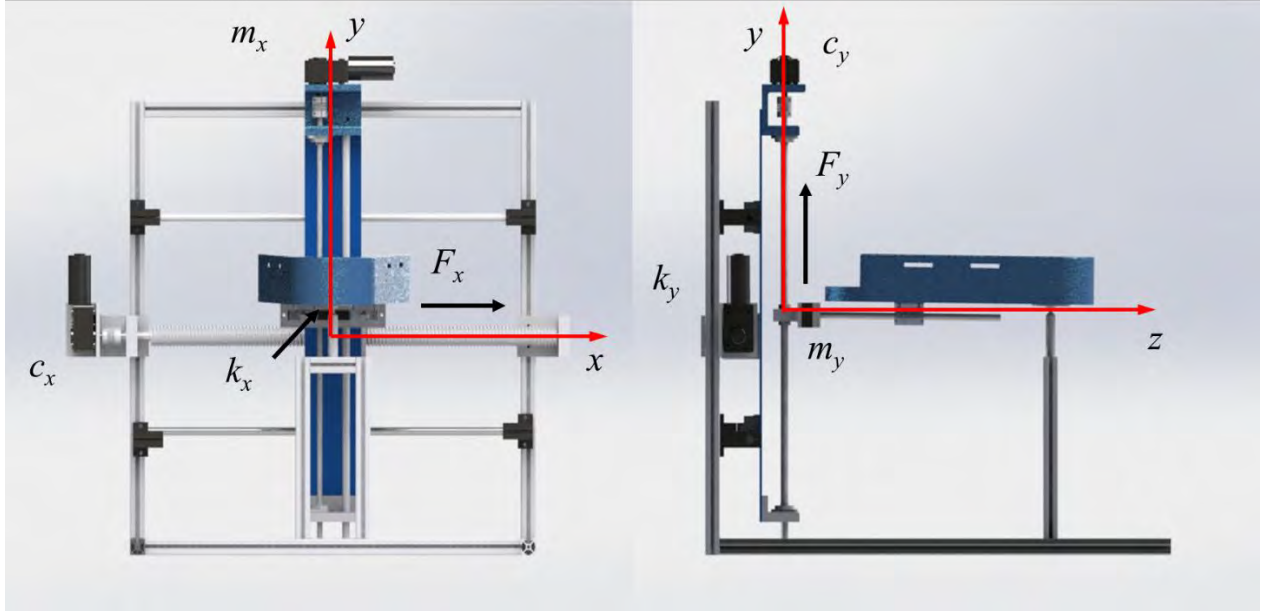


Figura 3.4 Diagrama de cuerpo libre de rehabilitador de 2GDL.

Mediante el uso del formalismo de Euler-Lagrange para desarrollar el modelo matemático de la dinámica del sistema en la mesa de rehabilitación X-Y (3.1), se identifican diferentes variables interactúan en la dinámica de este. Donde, q_i son las coordenadas generalizadas, L es el lagrangiano que se debe determinar, D representa la disipación de energía y Q_i son las fuerzas externas que actúan sobre el sistema.

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}_i} = \sum Q_i \quad (3.1)$$

Dado que el rehabilitador está configurado con 2 grados de libertad (GDL), se tienen dos variables: x para movimientos horizontales en el eje X y y para movimientos verticales en el eje Y. Las ecuaciones diferenciales (lineales) resultantes son:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{x}} - \frac{\partial L}{\partial x} + \frac{\partial D}{\partial \dot{x}} = F_x - P_x \quad (3.2)$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{y}} - \frac{\partial L}{\partial y} + \frac{\partial D}{\partial \dot{y}} = F_y - P_y \quad (3.3)$$

P_x y P_y representan perturbaciones que pueden considerarse constantes y desconocidas, tales como la rigidez de la articulación, las masas de la plataforma móvil y el peso del pie, entre

otras. Estas perturbaciones pueden ser compensadas durante la fase de control. Al determinar la energía cinética del sistema (EC), se obtiene la siguiente fórmula.

$$K = \frac{1}{2} m_x \dot{x}^2 + \frac{1}{2} m_y \dot{y}^2 \quad (3.4)$$

En el cálculo de la energía potencial del sistema, se desprecia la contribución de la gravedad debido a que el sistema se mantiene en equilibrio estático durante su funcionamiento. Esto significa que tanto las fuerzas internas (como el peso del propio mecanismo) como las fuerzas externas (como el peso del usuario o cualquier carga aplicada) están compensadas estructuralmente.

Al no existir un cambio significativo en la altura del centro de masa del sistema o del usuario, la energía potencial gravitatoria permanece constante a lo largo del movimiento. Dado que esta energía no varía, no influye en el análisis dinámico del sistema ni en los resultados del cálculo de la rigidez o del trabajo mecánico realizado. Por tanto, su inclusión no aporta información relevante al modelo, y puede omitirse sin afectar la precisión del análisis.

Esta simplificación permite enfocar el estudio en las formas de energía que sí experimentan variaciones importantes, como la energía cinética y la energía potencial elástica asociada a la rigidez del sistema.

$$V = 0 \quad (3.5)$$

Así mismo la disipación de energía (D.E), obteniendo (3.6).

$$D = \frac{1}{2} c_x \dot{x}^2 + \frac{1}{2} c_y \dot{y}^2 \quad (3.6)$$

Restando la energía potencial de la ecuación (3.5) a la energía cinética (3.4), se obtiene el lagrangiano L , de forma que:

$$L = \frac{1}{2} m_x \dot{x}^2 + \frac{1}{2} m_y \dot{y}^2 \quad (3.7)$$

Determinando las derivadas parciales (3.2) mediante el lagrangiano.

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{x}} = m_x \ddot{x}, \quad \frac{\partial L}{\partial x} = 0, \quad \frac{\partial D}{\partial \dot{x}} = c_x \dot{x} \quad (3.8)$$

Sustituyendo los resultados (3.8) en (3.2), se obtiene la ecuación diferencial con respecto al eje x .

$$m_x \ddot{x} + c_x \dot{x} = F_x - P_x \quad (3.9)$$

De la misma manera, se determinan las derivadas parciales (3.3), mediante las ecuaciones (6.6) y (6.7), obteniendo como respuesta los siguientes valores.

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{y}} = m_y \ddot{y}, \quad \frac{\partial L}{\partial y} = 0, \quad \frac{\partial D}{\partial \dot{y}} = c_y \dot{y} \quad (3.10)$$

Sustituyendo los resultados de la (3.10) en (3.3), se obtiene la ecuación diferencial con respecto al eje y.

$$m_y \ddot{y} + c_y \dot{y} = F_y - P_y \quad (3.11)$$

Se proponen los siguientes controladores [94]:

3.1.3. Control PD

Para (3.9) que trabaja respecto al eje x, se despeja la aceleración, tal que:

$$\ddot{x} = (F_x - c_x \dot{x}) \frac{1}{m_x} - \frac{P_x}{m_x} \quad (3.12)$$

Donde $(F_x - c_x \dot{x}) \frac{1}{m_x}$ se modifica por una nueva entrada de control v_x . Se obtiene:

$$\ddot{x} = v_x - \frac{P_x}{m_x} \quad (3.13)$$

Considerando un desplazamiento x y un desplazamiento deseado x_d como valores constantes, y considerando que la perturbación se puede despreciar (fuerzas pequeñas), se puede obtener la forma general del control PD

$$v_x = -k_p (x - x_d) - k_d \dot{x} \quad (3.14)$$

Sustituyendo (3.14) en (3.13) y organizando términos

$$\ddot{x} + k_p (x - x_d) + k_d \dot{x} = 0 \quad (3.15)$$

Considerando el error como $e = x - x_d$, y sus derivadas como:

$$e = x - x_d, \quad \dot{e} = \dot{x}, \quad \ddot{e} = \ddot{x} \quad (3.16)$$

La ecuación en lazo cerrado (3.15) se puede representar como:

$$\ddot{e} + k_d \dot{e} + k_p e = 0 \quad (3.17)$$

Se aplica Laplace a (3.17) para determinar la ecuación característica del sistema en lazo cerrado:

$$s^2 + k_d s + k_p = 0 \quad (3.18)$$

Para determinar las ganancias del controlador, (3.18) se iguala con un polinomio de Hurwitz, de la forma $s^2 + 2\zeta W_n s + W_n^2 = 0$. Esto dará como resultado las ganancias:

$$k_d = 2\zeta\omega_n, \quad k_p = \omega_n^2 \quad (3.19)$$

3.1.4. Control PID

Para el control PID se escribe su forma general con las ecuaciones presentadas anteriormente, proponiendo lo siguiente:

$$v_x = -k_p(x - x_d) - k_d\dot{x} - k_i \int (x - x_d) dt \quad (3.20)$$

Sustituyendo (3.20) en (3.13) y reescribiendo se obtiene

$$\ddot{x} + k_p(x - x_d) + k_d\dot{x} + k_i \int (x - x_d) dt = -\frac{P_x}{m_x} \quad (3.21)$$

Se puede observar que, en este controlador, la perturbación se considera constante. Representando (3.21) en términos del error (3.16).

$$\ddot{e} + k_d\dot{e} + k_p e + k_i \int e dt = -\frac{P_x}{m_x} \quad (3.22)$$

Derivando (3.22) se cancela la integral, logrando eliminar la perturbación. Por lo tanto, la ecuación dinámica del error queda como:

$$\ddot{e} + k_d\dot{e} + k_p e + k_i e = 0 \quad (3.23)$$

Aplicando Laplace para determinar la ecuación característica:

$$\begin{aligned} (s^3 + k_d s^2 + k_p s + k_i)E(s) &= 0 \\ s^3 + k_d s^2 + k_p s + k_i &= 0 \end{aligned} \quad (3.24)$$

Igualando (3.24) con un polinomio de Hurwitz, para determinar las ganancias del controlador:

$$s^3 + (2\zeta\omega_n + B)s^2 + (2B\zeta\omega_n + \omega_n^2)s + B\omega_n^2 = 0 \quad (3.25)$$

Donde

$$k_d = 2\zeta\omega_n + B, \quad k_p = 2B\zeta\omega_n + \omega_n^2, \quad k_i = B\omega_n^2 \quad (3.26)$$

3.1.4.1. Controlador PID con seguimiento de trayectorias

Para describir el control PID con seguimiento de trayectorias en el rehabilitador, es necesario definir x_d y y_d como las trayectorias deseadas en función del tiempo. Comenzado con el eje x , se dice que:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} x \rightarrow x_d(t) \quad (3.27)$$

Ya que x_d ahora es una función que define la trayectoria deseada. A continuación, se propone el siguiente controlador de tipo PID para seguir una trayectoria de referencia deseada:

$$v_x = \ddot{x}_d - k_p(x - x_d) - k_d(x - \dot{x}_d) - k_i \int (x - x_d) dt \quad (3.28)$$

Como se puede observar, en (3.15) se agregan los términos de aceleración $\ddot{x}$. De esta manera, sustituyéndola en (3.13) y reescribiendo se tiene

$$\ddot{x}_1 - \ddot{x}_d + k_p(x - x_d) + k_d(x - \dot{x}_d) + k_i \int (x - x_d) dt = -\frac{P_x}{m_x} \quad (3.29)$$

Definiendo el error como $e = x - x_d$, considerar que x_d es una función del tiempo, en términos del error (3.29) se expresa como:

$$\ddot{e} + k_d \dot{e} + k_p e + k_i \int e dt = -\frac{P_x}{m_x} \quad (3.30)$$

Donde la perturbación $-\frac{P_x}{m_x}$ se considera constante. Derivando se cancela la integral y se elimina la perturbación. Por lo que se obtiene la ecuación dinámica del error.

$$\ddot{e} + k_d \dot{e} + k_p e + k_i e = 0 \quad (3.31)$$

Nuevamente, se aplica Laplace para determinar el polinomio característico, el cual está dado por:

$$s^3 + k_d s^2 + k_p s + k_i = 0 \quad (3.32)$$

Igualando con un polinomio de Hurwitz para determinar las ganancias del controlador:

$$\begin{aligned} (s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2)(s + B) &= 0 \\ s^3 + (2\zeta\omega_n + B)s^2 + (2B\zeta\omega_n + \omega_n^2)s + B\omega_n^2 &= 0 \end{aligned} \quad (3.33)$$

Donde

$$k_p = 2B\zeta\omega_n + \omega_n^2, \quad k_d = 2\zeta\omega_n + B, \quad k_i = B\omega_n^2 \quad (3.34)$$

De esta forma, de (3.15), F_x queda definido por:

$$\frac{1}{m_x}(F_x - c_x \dot{x}) = v_x \quad (3.35)$$

Donde

$$F_x = m_x v_x + c_x \dot{x} \quad (3.36)$$

Aplicando todo el procedimiento, pero ahora en el eje y con la posición deseada y_d , se obtiene la siguiente ecuación:

$$\frac{1}{m_y} (F_y - c_y \dot{y}) = v_y \quad (3.37)$$

De la cual

$$F_y = m_y v_y + c_y \dot{y} \quad (3.38)$$

3.2. Identificación Algebraica

A partir del modelo matemático (3.9) y (3.11) se agrega un término de fuerza $k_x x$ que representaría una rigidez proporcional presente en la articulación del tobillo del usuario. Fuerza que se opone al movimiento del rehabilitador. Ahora, se propone establecer la identificación algebraica para la rigidez (k_x), objetivo planteado al inicio de este trabajo, en el apéndice 1 se muestra un ejemplo de desarrollo de identificador algebraico que abarca desde el desarrollo hasta su simulación. Las perturbaciones serán compensadas por el controlador tipo PID, además de que se consideran pequeñas (sin vibraciones, fricción se compensa con la gravedad), además, al hacer la resta de las señales también se elimina, como se explicará más adelante en la metodología.

3.2.1. Identificación de la rigidez para x

Se considera el siguiente modelo matemático para el movimiento de abducción-aducción:

$$m_x \ddot{x} + c_x \dot{x} + k_x x = F_x \quad (3.39)$$

Aplicando Laplace:

$$m_x (s^2 X(s) - sx(0) - \dot{x}(0))e^{-st_0} + c_x (sX(s) - x(0))e^{-st_0} + k_x x(s)e^{-st_0} = F_x(s)e^{-st_0} \quad (3.40)$$

$$m_x (s^2 X(s) - sx(0) - \dot{x}(0)) + c_x (sX(s) - x(0)) + k_x x(s) = F_x(s) \quad (3.41)$$

Derivando dos veces con respecto a s :

$$m_x \left(2sX(s) + s^2 \frac{dX(s)}{ds} - x(0) \right) + c_x \left(X(s) + s \frac{dX(s)}{ds} \right) + k_x \frac{dx(s)}{ds} = \frac{dF_x(s)}{ds} \quad (3.42)$$

$$m_x \left(2X(s) + 2s \frac{dX(s)}{ds} + 2s \frac{dX(s)}{ds} + s^2 \frac{d^2 X(s)}{ds^2} \right) + c_x \left(\frac{dX(s)}{ds} + \frac{dX(s)}{ds} + s \frac{d^2 X(s)}{ds^2} \right) + k_x \frac{d^2 x(s)}{ds^2} = \frac{d^2 F_x(s)}{ds^2} \quad (3.43)$$

Simplificando:

$$m_x \left(2X(s) + 4s \frac{dX(s)}{ds} + s^2 \frac{d^2 X(s)}{ds^2} \right) + c_x \left(2 \frac{dX(s)}{ds} + s \frac{d^2 X(s)}{ds^2} \right) + k_x \frac{d^2 x(s)}{ds^2} = \frac{d^2 F_x(s)}{ds^2} \quad (3.44)$$

Multiplicando por s^{-2} :

$$s^{-2} \left(m_x \left(2X(s) + 4s \frac{dX(s)}{ds} + s^2 \frac{d^2 X(s)}{ds^2} \right) + c_x \left(2 \frac{dX(s)}{ds} + s \frac{d^2 X(s)}{ds^2} \right) + k_x \frac{d^2 x(s)}{ds^2} = \frac{d^2 F_x(s)}{ds^2} \right) \quad (3.45)$$

$$m_x \left(2s^{-2} X(s) + 4s^{-1} \frac{dX(s)}{ds} + \frac{d^2 X(s)}{ds^2} \right) + c_x \left(2s^{-2} \frac{dX(s)}{ds} + s^{-1} \frac{d^2 X(s)}{ds^2} \right) + s^{-2} k_x \frac{d^2 x(s)}{ds^2} = s^{-2} \frac{d^2 F_x(s)}{ds^2} \quad (3.46)$$

$$m_x \left(2s^{-2} X(s) + 4s^{-1} \frac{dX(s)}{ds} + \frac{d^2 X(s)}{ds^2} \right) e^{-st_0} + c_x \left(2s^{-2} \frac{dX(s)}{ds} + s^{-1} \frac{d^2 X(s)}{ds^2} \right) e^{-st_0} + s^{-2} k_x \frac{d^2 x(s)}{ds^2} e^{-st_0} = s^{-2} \frac{d^2 F_x(s)}{ds^2} e^{-st_0} \quad (3.47)$$

Aplicando la transformada inversa de Laplace, para regresar en el dominio del tiempo. Dónde las sigmas funcionan como variables de integración en el tiempo. Estas representan instantes pasados y se utilizan para evaluar como el movimiento influye en el comportamiento actual del sistema. Cada término de la ecuación está asociado a un componente físico del sistema: m representa la inercia del pie o del dispositivo, c el amortiguamiento articular (resistencia viscosa) y k la rigidez, que es el parámetro que se desea identificar. La función sigma corresponde al desplazamiento angular del tobillo, mientras que $F(\sigma)$ representa la fuerza o torque aplicado al sistema durante las pruebas. La combinación de estos elementos permite describir cómo el tobillo responde a estímulos externos a lo largo del tiempo, considerando tanto efectos instantáneos como acumulados.

$$2m_x \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} x(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 - 4m_x \int_{t_0}^t (\sigma_1 - t_0) x(\sigma_1) d\sigma_1 + m_x (t - t_0)^2 x(t) - 2c_x \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} (\sigma_2 - t_0) x(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 + c_x \int_{t_0}^t (\sigma_1 - t_0)^2 x(\sigma_1) d\sigma_1 + k_x \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} (\sigma_2 - t_0)^2 x(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 = \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} (\sigma_2 - t_0)^2 F_x(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 \quad (3.48)$$

$$k_x = \frac{\int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} (\sigma_2 - t_0)^2 F_x(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 - 2m_x \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} x(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 + 4m_x \int_{t_0}^t (\sigma_1 - t_0) x(\sigma_1) d\sigma_1 - m_x (t - t_0)^2 x(t) + 2c_x \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} (\sigma_2 - t_0) x(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 - c_x \int_{t_0}^t (\sigma_1 - t_0)^2 x(\sigma_1) d\sigma_1}{\int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} (\sigma_2 - t_0)^2 x(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1} \quad (3.49)$$

La ecuación obtenida a partir del procedimiento algebraico se expresa como una relación integral donde la rigidez k se encuentra aislada en función de los parámetros dinámicos y las variables de entrada y salida del sistema. En el numerador, los términos integrales con respecto a σ representan el efecto acumulado de la fuerza aplicada $F(\sigma)$ y de los desplazamientos angulares pasados del tobillo, ponderados por factores de inercia mmm y amortiguamiento ccc . Estos integrales permiten capturar cómo las acciones previas afectan

el estado actual del sistema, otorgando memoria al modelo. Asimismo, aparecen términos adicionales relacionados con la segunda derivada del desplazamiento, que reflejan la aceleración angular y los efectos dinámicos instantáneos. El denominador está conformado por un integral que normaliza el resultado, dependiente del producto de las diferencias temporales $(t-\sigma)$ y del desplazamiento angular, asegurando consistencia en la estimación del parámetro. En conjunto, cada componente de la expresión contribuye a que el identificador algebraico represente fielmente el comportamiento articular en abducción–aducción, permitiendo extraer el valor de la rigidez k a partir de datos experimentales de torque aplicado, respuesta angular y tiempos de muestreo.

3.2.2. Identificación de la perturbación para y

$$m_y \ddot{y} + c_y \dot{y} + k_y y = F_y \quad (3.50)$$

Aplicando Laplace:

$$m_y (s^2 Y(s) - sy(0) - \dot{y}(0)) e^{-st_0} + c_y (sY(s) - \dot{y}(0)) e^{-st_0} + k_y y(s) e^{-st_0} = F_y(s) e^{-st_0} \quad (3.51)$$

$$m_y (s^2 Y(s) - sy(0) - \dot{y}(0)) + c_y (sY(s) - \dot{y}(0)) + k_y y(s) = F_y(s) \quad (3.52)$$

Derivando dos veces con respecto a s :

$$m_y \left(2sY(s) + s^2 \frac{dY(s)}{ds} - y(0) \right) + c_y \left(Y(s) + s \frac{dY(s)}{ds} \right) + k_y \frac{dy(s)}{ds} = \frac{dF_y(s)}{ds} \quad (3.53)$$

$$m_y \left(2Y(s) + 2s \frac{dY(s)}{ds} + 2s \frac{dY(s)}{ds} + s^2 \frac{d^2 Y(s)}{ds^2} \right) + c_y \left(\frac{dY(s)}{ds} + \frac{dY(s)}{ds} + s \frac{d^2 Y(s)}{ds^2} \right) + k_y \frac{d^2 y(s)}{ds^2} = \frac{d^2 F_y(s)}{ds^2} \quad (3.54)$$

Simplificando:

$$m_y \left(2Y(s) + 4s \frac{dY(s)}{ds} + s^2 \frac{d^2 Y(s)}{ds^2} \right) + c_y \left(2 \frac{dY(s)}{ds} + s \frac{d^2 Y(s)}{ds^2} \right) + k_y \frac{d^2 y(s)}{ds^2} = \frac{d^2 F_y(s)}{ds^2} \quad (3.55)$$

Multiplicando por s^{-2} :

$$s^{-2} \left(m_y \left(2Y(s) + 4s \frac{dY(s)}{ds} + s^2 \frac{d^2 Y(s)}{ds^2} \right) + c_y \left(2 \frac{dY(s)}{ds} + s \frac{d^2 Y(s)}{ds^2} \right) + k_y \frac{d^2 y(s)}{ds^2} = \frac{d^2 F_y(s)}{ds^2} \right) \quad (3.56)$$

$$m_y \left(2s^{-2} Y(s) + 4s^{-1} \frac{dY(s)}{ds} + \frac{d^2 Y(s)}{ds^2} \right) + c_y \left(2s^{-2} \frac{dY(s)}{ds} + s^{-1} \frac{d^2 Y(s)}{ds^2} \right) + s^{-2} k_y \frac{d^2 y(s)}{ds^2} = s^{-2} \frac{d^2 F_y(s)}{ds^2} \quad (3.57)$$

$$m_y \left(2s^{-2} Y(s) + 4s^{-1} \frac{dY(s)}{ds} + \frac{d^2 Y(s)}{ds^2} \right) e^{-st_0} + c_y \left(2s^{-2} \frac{dY(s)}{ds} + s^{-1} \frac{d^2 Y(s)}{ds^2} \right) e^{-st_0} + s^{-2} k_y \frac{d^2 y(s)}{ds^2} e^{-st_0} = s^{-2} \frac{d^2 F_y(s)}{ds^2} e^{-st_0} \quad (3.58)$$

La ecuación anterior se encuentra en el dominio de la frecuencia aplicando ciertos teoremas del cálculo se puede reescribir en el dominio del tiempo como:

$$2m_y \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} y(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 - 4m_y \int_{t_0}^t (\sigma_1 - t_0) y(\sigma_1) d\sigma_1 + m_y (t - t_0)^2 y(t) - 2c_y \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} (\sigma_2 - t_0) y(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 + c_y \int_{t_0}^t (\sigma_1 - t_0)^2 y(\sigma_1) d\sigma_1 + k_y \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} (\sigma_2 - t_0)^2 y(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 = \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} (\sigma_2 - t_0)^2 F_y(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 \quad (3.59)$$

$$k_y = \frac{\int_{t_0}^t \int_{\sigma_1}^{\sigma_2} (\sigma_2 - t_0)^2 F_y(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 - 2m_y \int_{t_0}^t \int_{\sigma_1}^{\sigma_2} y(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 + 4m_y \int_{t_0}^t (\sigma_1 - t_0) y(\sigma_1) d\sigma_1 - m_y (t - t_0)^2 y(t) + 2c_y \int_{t_0}^t \int_{\sigma_1}^{\sigma_2} (\sigma_2 - t_0) y(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 - c_y \int_{t_0}^t (\sigma_1 - t_0)^2 y(\sigma_1) d\sigma_1}{\int_{t_0}^t \int_{\sigma_1}^{\sigma_2} (\sigma_2 - t_0)^2 y(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1} \quad (3.60)$$

Las sigmas son variables de integración en el tiempo, por lo que son integrales iteradas. Estas representan instantes pasados y se utilizan para evaluar como el movimiento influye en el comportamiento actual del sistema.

3.2.3. Conversión de movimiento traslacional a rotacional

Una vez obtenido el valor de rigidez k , es fundamental considerar su impacto en las relaciones dinámicas del sistema. En particular, es necesario analizar cómo se vincula la posición, mediante el ángulo, la distancia entre la varilla base y eje lineal y el torque en función de este parámetro, ya que estas variables están intrínsecamente relacionadas y determinan el comportamiento global del sistema.

Este análisis permite comprender cómo la rigidez afecta la dinámica del sistema, y es esencial para validar el modelo, ajustar parámetros y optimizar el desempeño en aplicaciones prácticas. A continuación, se presenta (3.61) que es formula generalizada para las direcciones en x e y que es la relación entre estas variables y los resultados gráficos obtenidos de las simulaciones.

Cuando se presenta la rigidez de la articulación del paciente, en el rehabilitador del tobillo, se puede modelar como un torque τ_p como un par que se opone al movimiento angular de la plataforma móvil. Por lo que, en el movimiento lineal, este efecto se representará como una rigidez, que con el desplazamiento en el eje y, daría la fuerza que se presenta en el movimiento traslacional. Por lo tanto, de la Figura 3.5, igualando los torques y sustituyendo en función de las rigideces, se tiene:

$$\begin{aligned} Fl_x &= \tau_p & Fl_y &= \tau_p \\ (k_x x) l_x &= k_\varphi \varphi & (k_y y) l_y &= k_\theta \theta \\ k_\varphi &= \frac{k_y y l_1}{\varphi} & k_\theta &= \frac{k_x x l_1}{\theta} \end{aligned} \quad (3.61)$$

En (3.61) se representa la trasformación de movimiento lineal del dispositivo rehabilitador a la relación rotacional que se realiza el movimiento natural de la articulación. Haciendo relación entre los desplazamientos y ángulos medidos en el dispositivo, de una mejor manera se describe la relación en la Figura 3.5 representando dicha trasformación de movimientos.

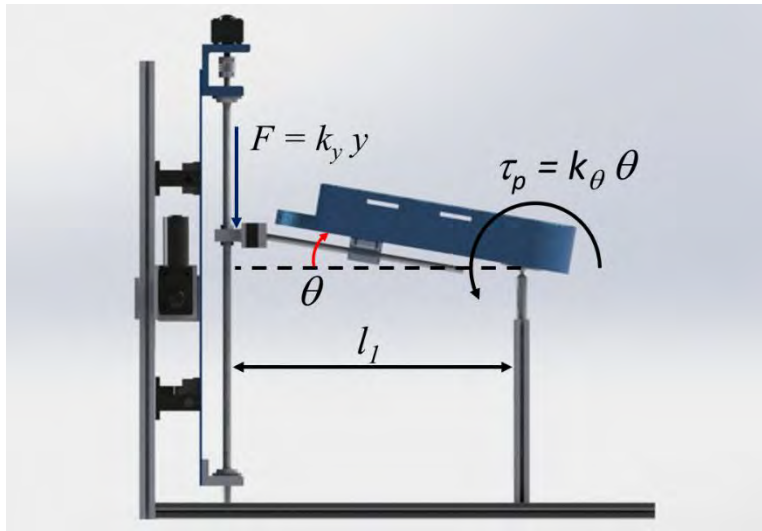


Figura 3.5 Representación del identificador algebraico en el entorno Simulink..

Una vez establecido el modelo matemático y obtenido el identificador algebraico que describe el sistema, se realizan simulaciones que permitan analizar y validar la obtención de la rigidez articular.

La simulación tiene como objetivo evaluar el comportamiento del modelo bajo distintas condiciones y parámetros, verificando que los resultados obtenidos sean coherentes con las propiedades esperadas. Esta etapa es esencial para identificar posibles ajustes en el modelo y garantizar que la formulación algebraica refleje adecuadamente la dinámica del sistema.

El proceso de simulación consiste en introducir los parámetros característicos del sistema en el modelo matemático, ejecutar la resolución numérica o simbólica correspondiente, y analizar los valores de rigidez obtenidos. De este modo, se podrá confirmar la precisión del modelo en la representación de las propiedades físicas y estructurales del sistema estudiado. Se presentan 2 programas de simulación donde se introduce la metodología empleada para la simulación y los resultados obtenidos. En el apéndice 4 se muestra la representación del identificador algebraico implementado en el entorno de Simulink.

Capítulo 4

Instrumentación, diseño de interfaz gráfica y muestreo de datos On-line

En este capítulo se describen de manera integral los elementos fundamentales implementados para la instrumentación del dispositivo rehabilitador, el diseño de la interfaz gráfica de usuario (GUI) y el proceso de adquisición de datos en tiempo real. Estos componentes fueron concebidos como partes interdependientes del sistema, cuyo objetivo principal es garantizar un control preciso y confiable, facilitar la interacción entre el dispositivo y el usuario, y permitir un monitoreo constante con registro de información relevante durante cada sesión de rehabilitación. La correcta integración de estos elementos resulta esencial para lograr un funcionamiento estable, así como para proporcionar herramientas que optimicen la experiencia tanto del paciente como del operador.

La instrumentación del sistema contempló la selección y configuración de sensores apropiados para la medición de los movimientos articulares, considerando factores como rango de medición, resolución, precisión y tiempo de respuesta. Estos sensores fueron integrados estratégicamente en la estructura del dispositivo, permitiendo la captura de datos de forma continua y sin interferir en la comodidad del usuario. Adicionalmente, se diseñaron y aplicaron circuitos de acondicionamiento de señal, indispensables para garantizar la calidad de las mediciones y la compatibilidad con el sistema de adquisición. En esta etapa también se documentaron los criterios técnicos empleados en la elección de cada sensor y su disposición física, asegurando un equilibrio entre desempeño, confiabilidad y costo.

De manera paralela, se desarrolló una interfaz gráfica de usuario con un diseño intuitivo y funcional, programada en un entorno visual que facilita su implementación y mantenimiento. Esta GUI permite la visualización en tiempo real del estado operativo del dispositivo, la configuración de parámetros esenciales de funcionamiento y el registro automático de datos durante las sesiones. Además, incluye funciones de representación gráfica de las trayectorias y variables medidas, lo que proporciona una retroalimentación visual inmediata para el

operador y el paciente. Su diseño no solo se orienta a la usabilidad, sino también a la flexibilidad, de manera que pueda adaptarse a diferentes protocolos terapéuticos o futuras actualizaciones del sistema.

Finalmente, se implementó un esquema de adquisición de datos en línea que posibilita la captura y almacenamiento continuo de información durante el uso del dispositivo. Este sistema de muestreo no solo cumple la función de recopilar datos para la evaluación del rendimiento del equipo, sino que también permite generar bases de datos históricas que sirven como referencia para el seguimiento de la evolución del paciente y la optimización de las estrategias de rehabilitación. Asimismo, su integración con la interfaz gráfica asegura que la información pueda ser procesada y analizada de forma inmediata, favoreciendo la toma de decisiones en tiempo real.

En las secciones siguientes se detalla el proceso de instrumentación, el desarrollo de la interfaz gráfica y el esquema de adquisición de datos, así como las pruebas realizadas para validar su funcionamiento y garantizar que cumpla con los requerimientos establecidos para su aplicación en entornos terapéuticos.

4.1. Equipo e infraestructura utilizado

Para la instrumentación y control del rehabilitador de tobillo de dos grados de libertad (2 GDL), se seleccionaron y emplearon diversos componentes electrónicos necesarios para realizar el desempeño del sistema:

- Tarjeta NI myRIO 2015: Es un dispositivo de adquisición y procesamiento de datos basado en un procesador ARM Cortex-A9 de doble núcleo a 667 MHz, complementado con una FPGA Xilinx Z-7010. Cuenta con memoria RAM DDR3 de 512 MB, múltiples canales de entrada/salida analógicos y digitales, conectividad USB 2.0 y comunicación inalámbrica IEEE 802.11 b/g/n. Esta tarjeta permite la adquisición en tiempo real de señales provenientes de sensores y el control preciso de actuadores, constituyendo el núcleo del sistema de control.
- Sensor de efecto Hall ACS712 (20 A): Sensor de corriente que utiliza el efecto Hall para medir de forma no invasiva corrientes de hasta 20 A. Proporciona una señal analógica proporcional a la corriente que circula por el conductor, y es fundamental para la identificación algebraica del sistema, permitiendo determinar la rigidez dinámica del tobillo durante el movimiento.
- Puente H L298N: Controlador de motores en configuración puente H, capaz de manejar corrientes continuas de hasta 2 A y voltajes de alimentación entre 5 V y 35 V. Este componente permite invertir el sentido de giro de los servomotores y controlar su velocidad con precisión, facilitando la ejecución de los movimientos del rehabilitador.
- Sensor de fuerza FSR-400: Resistencia sensible a la fuerza con un diámetro activo de 7,6 mm y un espesor aproximado de 0,35 mm. Tiene una fuerza de activación mínima de 0,1 N y una capacidad máxima de detección de aproximadamente 10 N, con una alta durabilidad en cuanto a ciclos de uso. Este sensor es utilizado para medir las fuerzas aplicadas en el sistema articular, aportando datos indispensables para el análisis dinámico y control del rehabilitador.

Además, el sistema cuenta con una fuente de alimentación de 12 V DC para suministrar energía estable a los componentes electrónicos, una impresora 3D para la fabricación de piezas mecánicas personalizadas, y los respectivos cables y conexiones para la integración y comunicación entre los dispositivos. La integración de estos elementos tecnológicos permitió establecer un sistema robusto y eficiente para la captura, procesamiento y control de variables relevantes, asegurando un análisis confiable de la rigidez articular y el correcto funcionamiento del rehabilitador de tobillo.

4.2. Diseño de interfaz

Para el diseño de la interfaz de control del rehabilitador de tobillo, se propuso un modelo basado en la comunicación entre el software LabVIEW y la tarjeta de adquisición de datos NI myRIO 2015. Este entorno permite implementar un controlador PID encargado de supervisar y regular el seguimiento preciso de trayectorias y posiciones del dispositivo. La lectura de los encoders es fundamental para el funcionamiento del sistema, ya que, en conjunto con la relación mecánica establecida por la caja reductora, posibilita controlar los desplazamientos y coordinar los cambios de giro mediante el puente H L298N. Este control se desarrolla respetando estrictamente los límites máximos de desplazamiento y velocidad que pueden ajustarse según las necesidades específicas del operador o paciente, garantizando así la seguridad y eficiencia del sistema.

Además, el sistema incorpora sensores para la adquisición de variables clave, como voltaje, corriente y torque, utilizando un sensor de efecto Hall ACS712. Estos datos se emplean como entradas para el identificador algebraico que se ejecuta en línea, permitiendo determinar dinámicamente la rigidez del dispositivo durante su operación. Complementariamente, se implementan los cálculos necesarios para transformar el movimiento traslacional en movimiento rotacional conforme a la ecuación (3.61), lo cual posibilita obtener de manera directa la rigidez articular. Esta transformación es vital para optimizar el desempeño del sistema rehabilitador y para realizar un control más preciso y adaptativo.

El accionamiento de los movimientos también está supervisado por sensores resistivos de fuerza FSR400, que cumplen una doble función: por un lado, evitan la activación del sistema cuando no se detecta fuerza aplicada, previniendo movimientos accidentales; por otro, sirven como indicadores del esfuerzo ejercido por el paciente sobre la plataforma. Esta interacción es visualmente retroalimentada mediante indicadores LED en pantalla, lo que permite corroborar la colaboración activa del paciente durante la ejecución de cada movimiento.

Para ilustrar la arquitectura del sistema, en la Figura 4.1 se presenta el diagrama de bloques del controlador PID para velocidad. En esta sección, se considera el límite máximo de revoluciones por minuto (RPM) del motor, ajustando los parámetros relacionados con la caja reductora y la lectura de pulsos por segundo provenientes del encoder. Se incluye la definición del punto de referencia o SetPoint, mientras que la salida muestra variables como pulsos por segundo del encoder, RPM y segundos transcurridos, además de una gráfica comparativa entre el SetPoint y la velocidad real del motor, lo que facilita el análisis y ajuste del control.

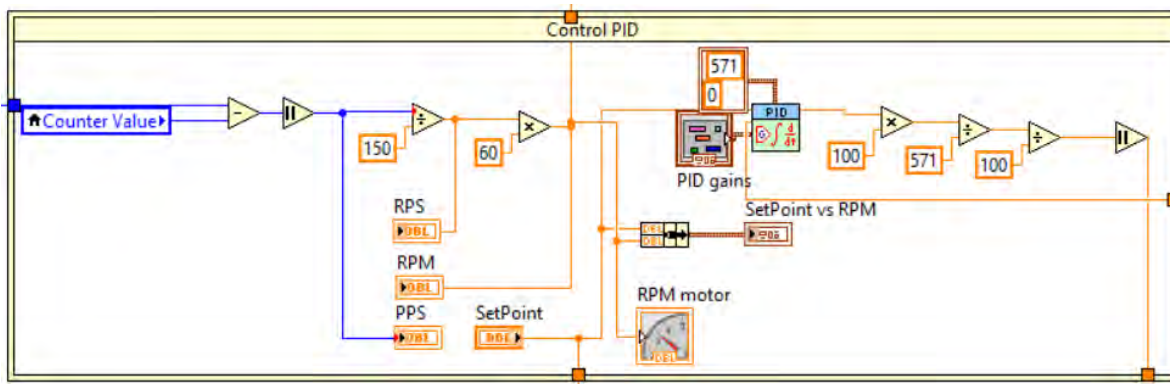


Figura 4.1 Control PID en LabView.

En la Figura 4.2 se muestra el diagrama de bloques correspondiente al polinomio de Bézier, un algoritmo fundamental para atenuar y suavizar la respuesta dinámica de las revoluciones por minuto (RPM) del motor. Este módulo es responsable de generar una trayectoria de control más gradual y continua, mitigando posibles oscilaciones o picos abruptos que puedan afectar la estabilidad y precisión del sistema durante el seguimiento del Set Point establecido. La implementación del polinomio se basa en el desplazamiento secuencial de arreglos de datos a intervalos temporales de 0.5 milisegundos, incrementando progresivamente el valor de la señal en pasos discretos hasta alcanzar el valor deseado. Este procedimiento permite una transición suave y controlada de la velocidad del motor, mejorando significativamente la respuesta global del rehabilitador y contribuyendo a un movimiento más natural y seguro para el paciente.

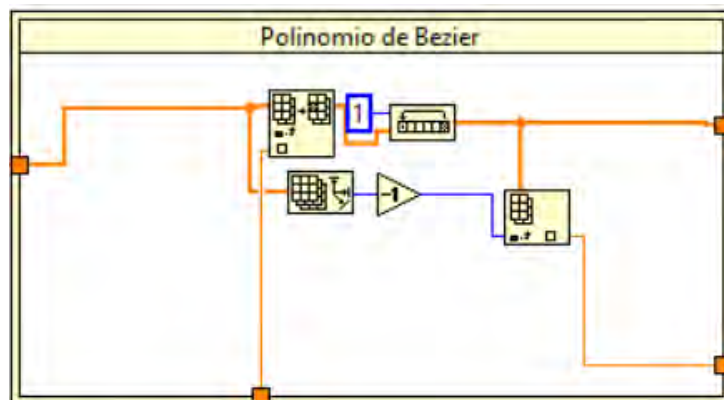


Figura 4.2 Polinomio de Bezier en LabView.

Las Figuras 4.3 y 4.4 presentan el diagrama de bloques correspondientes a la estructura de control tipo *case*, responsable de gestionar la posición deseada del rehabilitador durante su operación. Esta estructura permite que la parte móvil del dispositivo cumpla con la trayectoria establecida, asegurando que, una vez alcanzado el desplazamiento objetivo, regrese automáticamente a su posición de origen con un margen de error máximo de 2 cm.

Además, se incorpora un retardo programado de 2 segundos, el cual se activa tras la finalización de la lectura de los sensores resistivos de fuerza (FSR) que controlan la activación de los motores. Esta pausa tiene como finalidad brindar al usuario el tiempo

necesario para retirar el pie de la plataforma de manera segura y sin movimientos intempestivos del dispositivo. En la Figura 4.3 se muestra el diagrama cuando la condición de control es verdadera (*True*), permitiendo la activación y restricción de posición dentro del ciclo de operación. Por otro lado, la Figura 4.4 corresponde a la condición falsa (*False*), en la cual se mantienen las restricciones y se prepara el sistema para un nuevo ciclo de activación, garantizando la correcta sincronización y seguridad en la ejecución del movimiento.

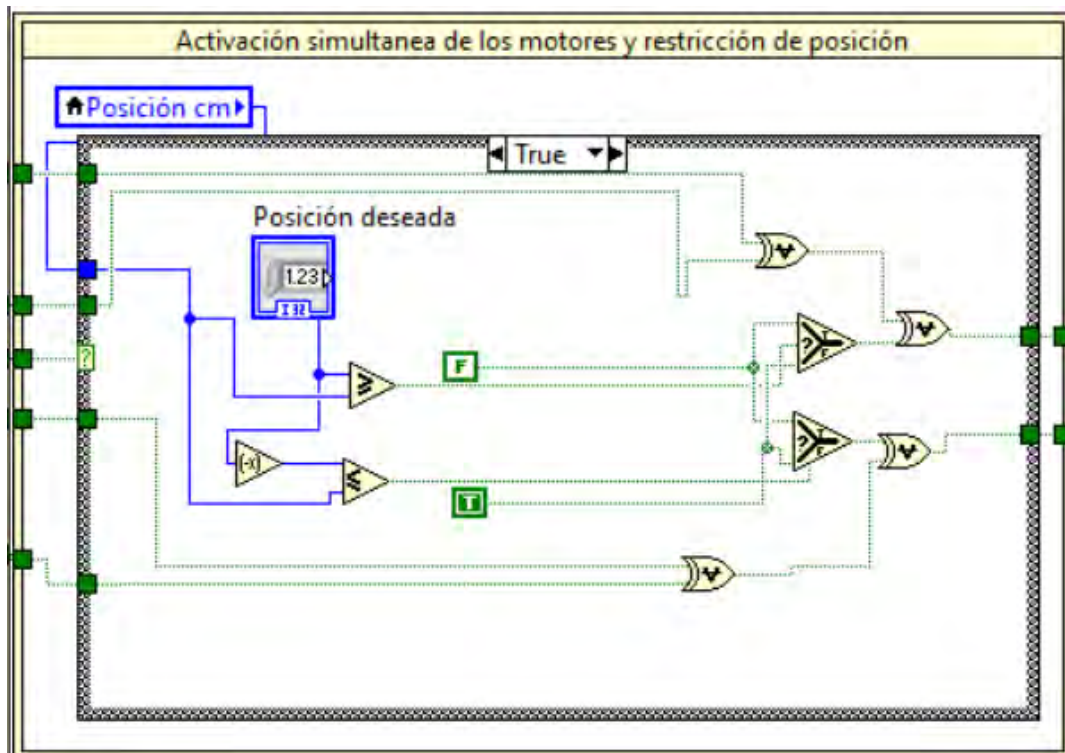


Figura 4.3 Activación de los motores y restricción de posición True LabView.

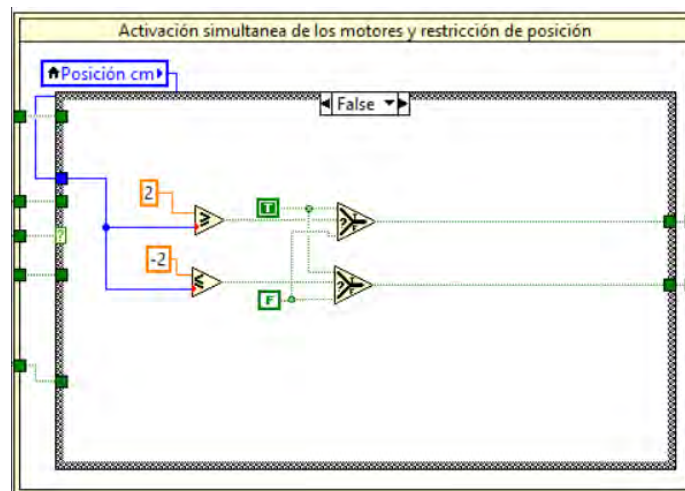


Figura 4.4 Activación de los motores y restricción de posición False LabView.

En la Figura 4.5 se presenta el código implementado para la lectura y calibración de los sensores resistivos de fuerza FSR-400, los cuales desempeñan un papel fundamental en el accionamiento del motor. Estos sensores permiten detectar la fuerza aplicada por el paciente sobre el dispositivo, y su señal es utilizada para activar el movimiento en la dirección correspondiente, garantizando que el sistema responda únicamente cuando se ejerce una fuerza mínima predefinida. En este caso, el umbral de activación se establece en un valor resistivo equivalente a 2 V de corriente directa (C.D.). Adicionalmente, el sistema proporciona retroalimentación visual al usuario mediante indicadores que confirman la detección de fuerza y el sentido de giro activado, facilitando la supervisión y colaboración activa del paciente durante la rehabilitación.

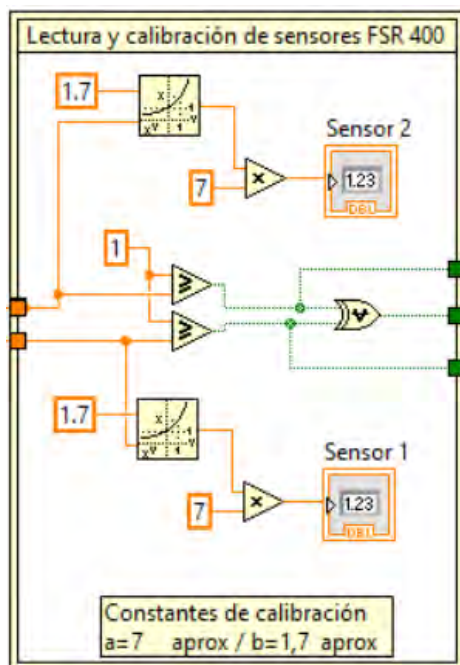


Figura 4.5 Lectura y calibración de sensores FSR 400.

En la Figura 4.6 se presenta el diagrama de bloques correspondiente a la programación implementada para la adquisición y procesamiento de la señal de corriente mediante los sensores ACS712. Este sistema permite obtener de manera simultánea el voltaje aplicado, la corriente consumida y el torque desarrollado por el motor durante su operación. A partir de estos datos, es posible calcular la velocidad angular del motor, información fundamental para el control preciso y la evaluación del desempeño del rehabilitador. Los sensores ACS712 son calibrados conforme a la sensibilidad específica del motor, utilizando datos proporcionados por el fabricante, lo cual contribuye a minimizar el margen de error en las mediciones, alcanzando una precisión de hasta un 3%. Esta calibración rigurosa garantiza la fiabilidad de las variables medidas y facilita una identificación algebraica más precisa de la rigidez del sistema.

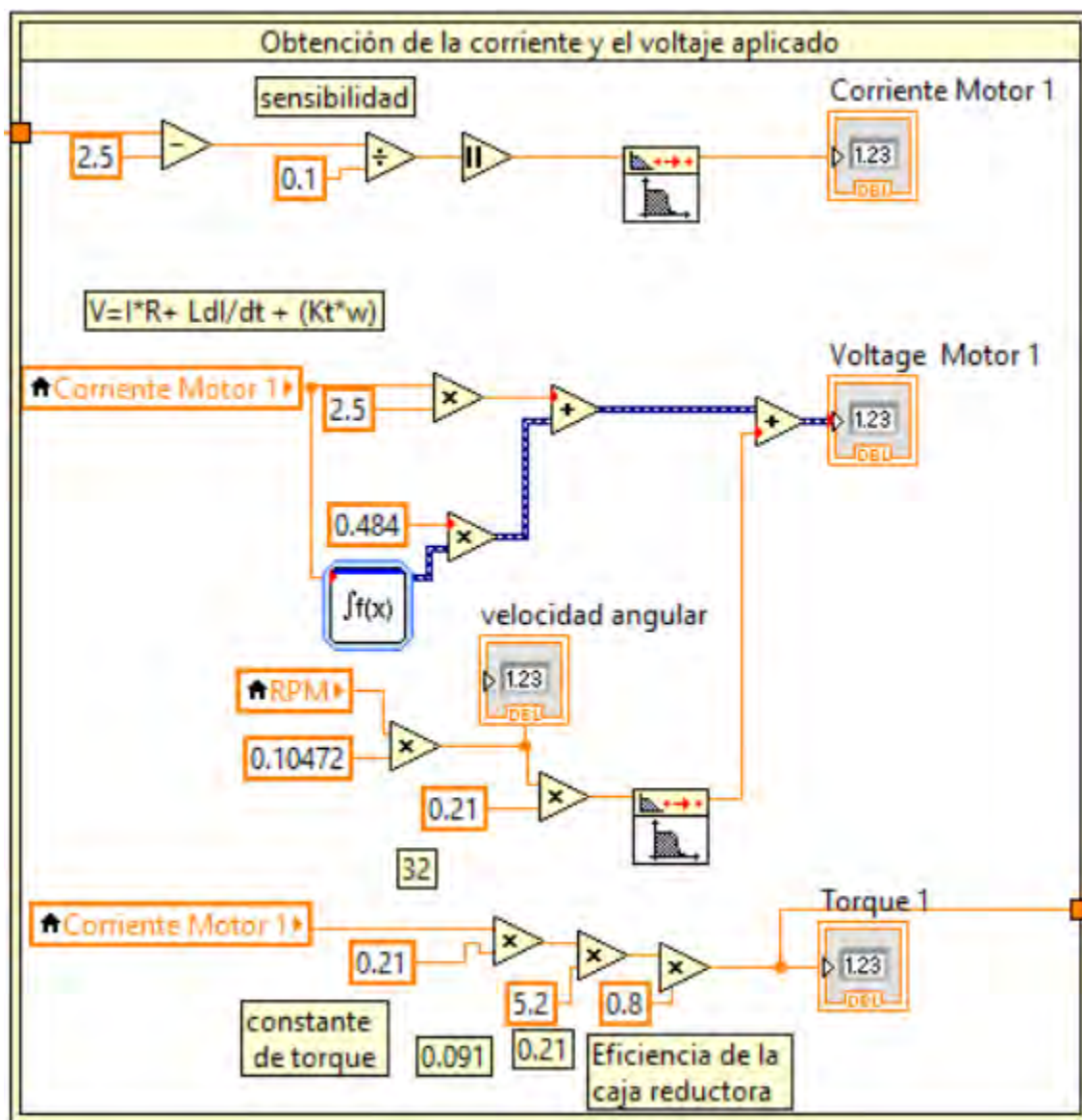


Figura 4.6 Obtención de corriente y voltaje aplicado LabView .

En la Figura 4.7 se presenta el diagrama de bloques correspondiente al identificador algebraico derivado previamente de la expresión matemática (3.60). Este módulo procesa como datos de entrada la fuerza aplicada y el desplazamiento lineal del dispositivo medido en centímetros, con el objetivo de estimar la rigidez dinámica del sistema. La implementación del identificador permite evaluar en tiempo real la respuesta mecánica del rehabilitador, facilitando ajustes precisos en el control. Complementariamente, en la Figura 4.8 se muestra el bloque encargado de convertir el movimiento traslacional medido en el dispositivo a su equivalente rotacional, calculando el torque ejercido por el paciente sobre la articulación. Esta conversión es fundamental para relacionar las magnitudes físicas captadas con los parámetros biomecánicos relevantes, proporcionando una base sólida para el análisis y evaluación clínica del desempeño articular.

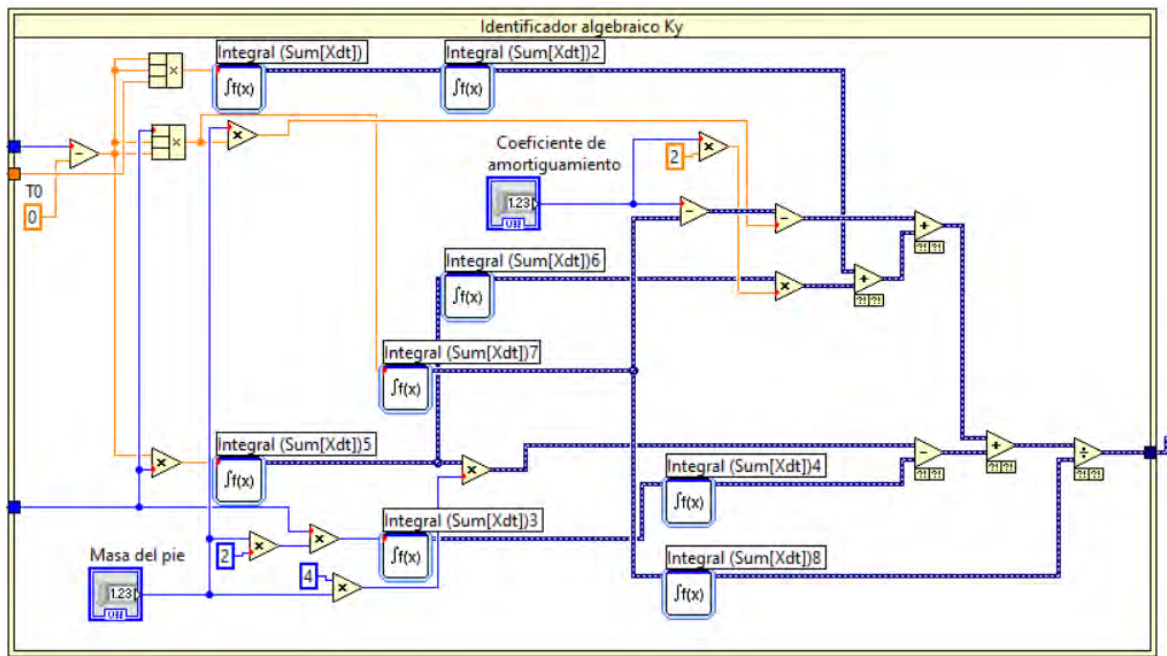


Figura 4.7 Identificación algebraica Ky Labview.

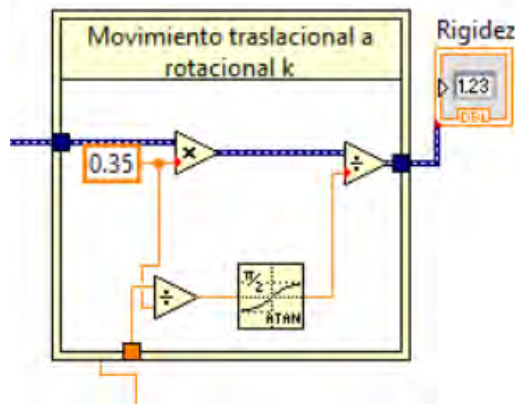


Figura 4.8 Conversión de movimiento trasnacional a rotacional.

En la Figura 4.9 se presenta la interfaz gráfica desarrollada en LabVIEW, que integra los distintos módulos y modelos funcionales previamente descritos. Esta interfaz facilita la interacción directa del operador con el sistema, permitiendo la introducción precisa de valores de control para el accionamiento del rehabilitador. Además, proporciona una visualización en tiempo real de los datos de respuesta, tales como la velocidad, posición y corriente del motor, mediante indicadores numéricos y gráficas dinámicas que reflejan el comportamiento del sistema. En el recuadro de la interfaz gráfica se pueden observar las respuestas o las RPM obtenidas en tiempo real del motor, lo que permite un monitoreo inmediato de su desempeño. Asimismo, es posible introducir datos como el peso del usuario, modificar las ganancias del controlador tipo PID, establecer el setpoint deseado y ajustar los desplazamientos programados. La interfaz también muestra parámetros clave como la

corriente, el torque, el voltaje y la rigidez calculada, lo que amplía la capacidad de análisis de cada prueba y asegura un registro integral del comportamiento del sistema.

El diseño de la interfaz incluye el control bidireccional del motor, habilitando movimientos en ambas direcciones con una delimitación clara de los rangos operativos mediante marcadores y barras de progreso. Estos límites se establecen con base en la capacidad nominal del motor para evitar condiciones de sobrecarga o funcionamiento fuera de especificaciones, garantizando la seguridad y la durabilidad del equipo. En conjunto, esta herramienta gráfica no solo simplifica el monitoreo y ajuste del sistema, sino que también contribuye a una mejor comprensión del desempeño del rehabilitador durante las pruebas, facilitando la detección de posibles desviaciones y la toma de decisiones informadas para optimizar el proceso de rehabilitación.

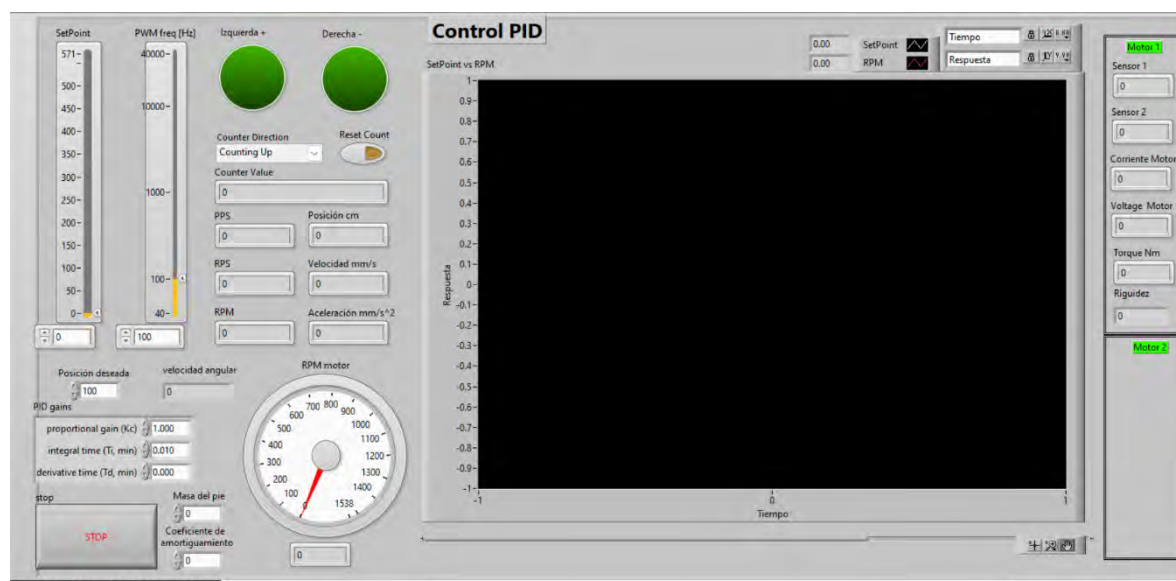


Figura 4.9 Interfaz gráfica de muestreo Labview.

En la Figura 4.10 se presenta el diagrama de conexión del circuito empleado para la instrumentación del dispositivo rehabilitador. En este esquema se detalla la integración de los sensores encargados de la adquisición de señales físicas generadas durante la operación del sistema. Las señales capturadas son acondicionadas electrónicamente para optimizar su calidad y compatibilidad antes de ser transmitidas al entorno de LabVIEW. Una vez en LabVIEW, estas señales son procesadas mediante el programa desarrollado, que incluye la implementación del identificador algebraico, permitiendo la evaluación en tiempo real de parámetros relevantes como la rigidez articular. Este diagrama facilita la comprensión de la disposición y el interconectado de los distintos componentes electrónicos, así como la ruta de la señal desde su origen hasta su procesamiento, asegurando un flujo de datos para el control y análisis del rehabilitador.

Capítulo 5

Análisis y discusión de resultados

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos a partir de las pruebas de simulación y experimentación realizadas con el dispositivo rehabilitador de tobillo desarrollado. Se incluyen tanto los resultados correspondientes a las pruebas con elementos de control y la implementación del identificador algebraico, como la validación experimental mediante el uso de un resorte mecánico de rigidez conocida y un sistema de aumento gradual de pesos, así como sus respectivas simulaciones en el entorno de Simulink. Además, se reportan los datos experimentales obtenidos a partir de pruebas realizadas con usuarios humanos. Este conjunto de evaluaciones permitió analizar el desempeño del sistema bajo condiciones controladas y reales, con el objetivo de validar la capacidad del dispositivo para estimar la rigidez articular mediante la técnica de identificación algebraica implementada.

El análisis de los resultados se estructuró en dos enfoques principales:

1. La evaluación del comportamiento del sistema utilizando un resorte caracterizado y ante distintas condiciones de carga, utilizando pesos, tanto en pruebas físicas como en simulaciones, con el fin de validar la funcionalidad del identificador algebraico.
2. La verificación práctica del sistema mediante pruebas con usuarios reales sin lesión, con el propósito de confirmar la eficacia del dispositivo para estimar la rigidez articular en contextos clínicos y de rehabilitación.

Los resultados obtenidos, tanto en simulaciones como en pruebas con usuarios, se presentan y analizan en las secciones siguientes, destacando el desempeño del identificador algebraico y la funcionalidad del dispositivo como herramienta de evaluación y rehabilitación en el ámbito clínico.

5.1. Simulaciones con el control tipo PID para seguimiento de trayectoria en el programa MSC Adams

A continuación, se presentan los resultados de la simulación utilizando el prototipo virtual del robot paralelo basado en una mesa XY en el entorno de MSC Adams View. La Tabla 5.1 muestra los

parámetros de simulación utilizados y obtenidos del prototipo virtual.

En el modelo se destacan los principales eslabones del rehabilitador, excluyendo los actuadores necesarios para cada movimiento. Además, se observan los íconos de los pares cinemáticos que definen el movimiento entre los eslabones, así como las fuerzas proporcionadas por las guías lineales, las cuales actúan como entradas de control. Este tipo de simulaciones, empleando software de ingeniería asistida por computadora, permite un análisis más realista, ya que incluye funciones de contacto entre componentes, fricción y la aplicación de fuerzas o torques que representan el peso del pie del paciente o el torque generado por la rigidez en la articulación del tobillo. Sin embargo, se desprecia el efecto de la gravedad y la fricción, ya que, en el prototipo físico, al poner en una posición angular la plataforma móvil, se mantiene en reposo.

Tabla 5.1 Datos para la simulación en MSC Adams View.

Parámetros	Descripción
$m_x = 2 \text{ kg}$	Masa del eje X.
$m_y = 1.5 \text{ kg}$	Masa del eje Y.
$c = 0 \text{ N s/m}$	Coefficiente de amortiguamiento (viscoso).

Las simulaciones presentadas en las Figuras 5.1 – 5.4 fueron realizadas utilizando el prototipo virtual del rehabilitador de tobillo. Este prototipo virtual incorpora la información real sobre las masas y los momentos de inercia, derivados de la geometría de los eslabones y del material asignado. Solo se implementa la ley de control (3.26) sin integrar el modelo matemático (3.11).

En la Figura 5.1 y 5.2 se muestra la respuesta para el movimiento lineal y angular θ real y deseado de abducción y adducción, utilizando el controlador PID. Las gráficas muestran el comportamiento de las variables deseadas en posición lineal, posición angular, así como sus respectivas velocidades y aceleraciones. Se observa que las trayectorias de referencia presentan un comportamiento suave y continuo, sin variaciones bruscas, lo cual permite que el sistema pueda realizar un seguimiento eficiente. De igual manera en la Figura 5.3 y 5.4 se muestra la respuesta para un movimiento lineal y angular α de dorsiflexión y plantarflexión. En ambas figuras, se logra un seguimiento suave donde el error tiende a cero.

Aunque en estas figuras únicamente se representan las señales deseadas, se puede deducir que el sistema sigue dichas trayectorias de manera satisfactoria, ya que no se reportan oscilaciones ni divergencias en la respuesta. Este seguimiento suave es indicativo de que el sistema logra una adecuada compensación del error mediante la acción del controlador, corrigiendo las desviaciones que se presentan en el transitorio hasta llevarlas a un valor mínimo en estado estacionario.

Por otro lado, en las Figuras 5.3 y 5.4 se muestra el desempeño del sistema durante los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión, bajo las mismas condiciones de control. Nuevamente, las curvas de posición lineal y angular deseadas presentan continuidad y

simetría en sus trayectorias, lo que facilita el seguimiento por parte del actuador. Las velocidades y aceleraciones presentan algunas variaciones, especialmente en la aceleración angular, lo cual puede atribuirse a la dinámica del sistema o al ruido en la estimación. Sin embargo, estas oscilaciones no comprometen la estabilidad general del movimiento.

En resumen, a partir del análisis de las gráficas se puede concluir que el sistema de control implementado permite un seguimiento adecuado de las trayectorias deseadas, con una respuesta estable y sin sobre impulsos significativos. Esto indica que el error entre la señal real y la señal deseada tiende a cero conforme avanza el tiempo, lo cual valida el buen desempeño del controlador PID aplicado a los movimientos de abducción, aducción, dorsiflexión y plantarflexión.

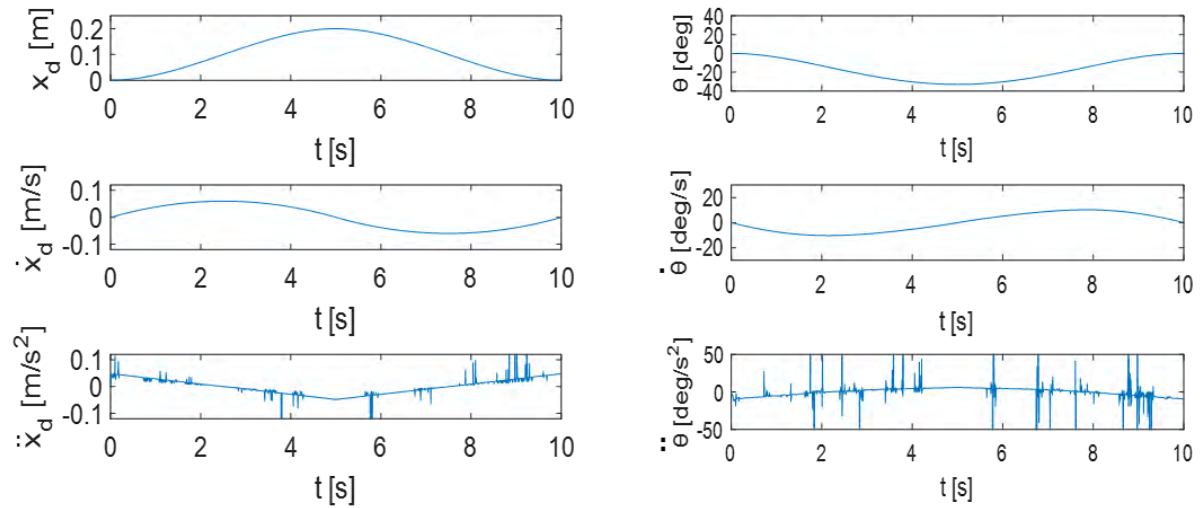


Figura 5.1 Respuesta al movimiento lineal y angular θ sin perturbaciones para el movimiento de abducción.

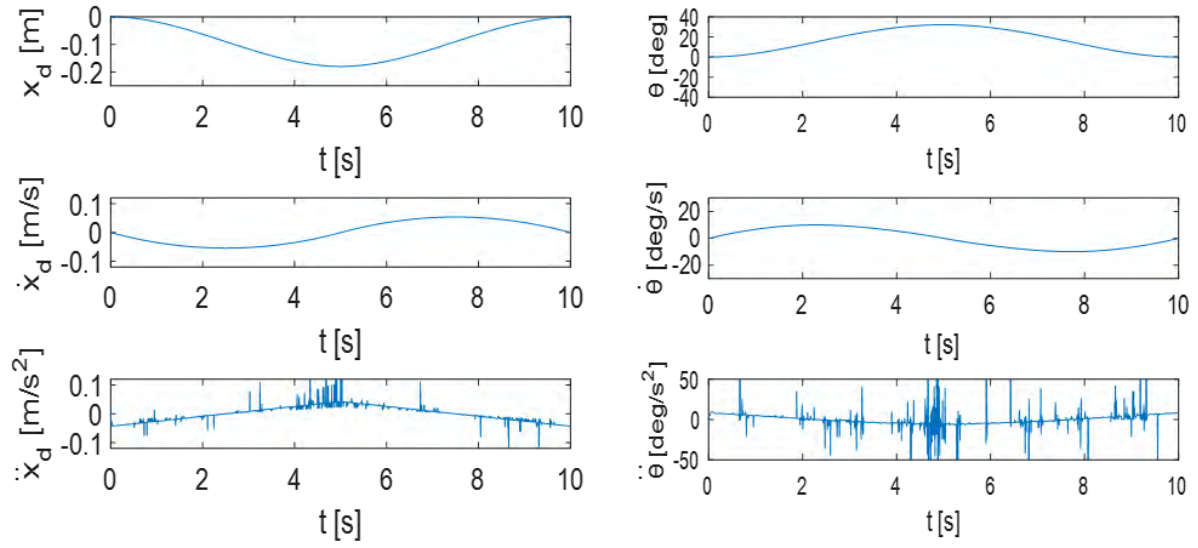


Figura 5.2 Respuesta al movimiento lineal y angular θ sin perturbaciones para el movimiento de aducción.

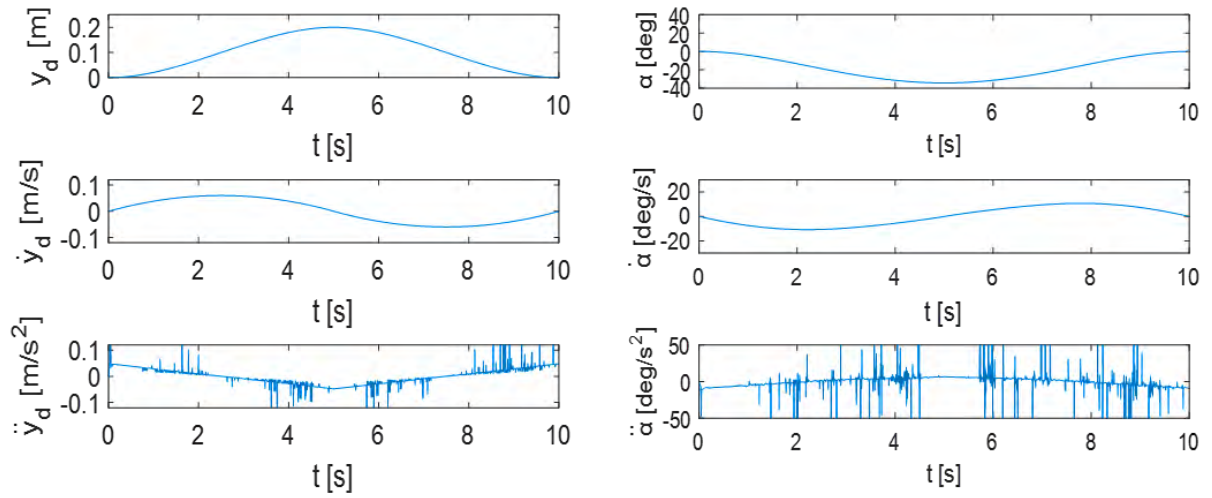


Figura 5.3 Respuesta al movimiento lineal y angular α sin perturbaciones para el movimiento de dorsiflexión.

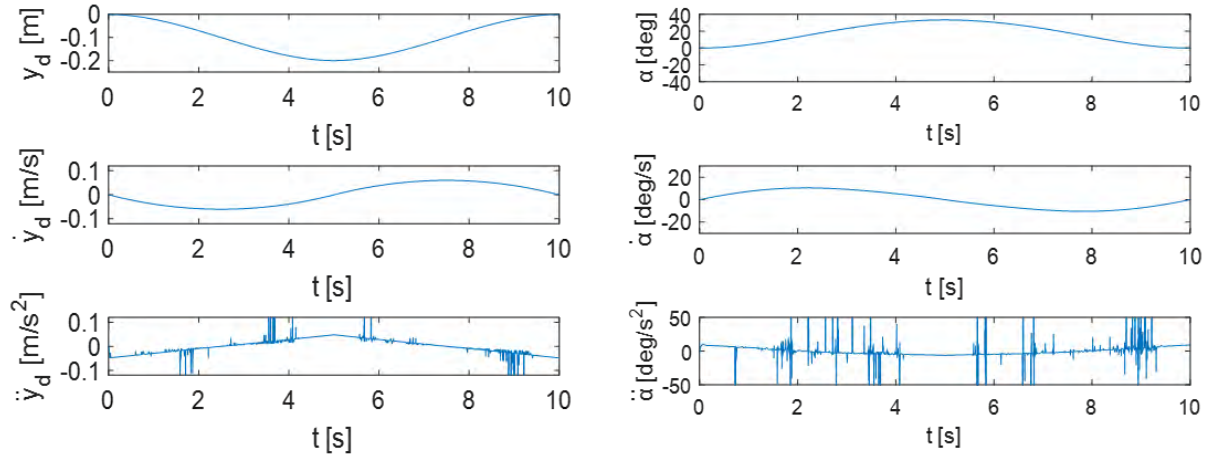


Figura 5.4 Respuesta al movimiento lineal y angular α sin perturbaciones para el movimiento de plantarflexión.

5.2. Sistema con rigidez de resorte conocido y bajo variaciones de carga

Con el objetivo de evaluar el comportamiento dinámico del dispositivo rehabilitador de tobillo con dos grados de libertad, se llevó a cabo pruebas con un resorte mecánico previamente caracterizados, cuyas constantes de rigidez son conocidas, además se realizaron pruebas bajo distintas condiciones de carga graduales. Estas pruebas se enfocaron en ambos motores: el motor 1 encargado de ejecutar los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión, y el motor 2 responsable de los movimientos de abducción y aducción.

Las pruebas se llevaron a cabo en seis escenarios distintos:

1. Dispositivo sin carga adicional.
2. Dispositivo con resorte.
3. Cuatro configuraciones adicionales solo con cargas progresivas añadidas.

Estas condiciones permitieron observar la respuesta del sistema ante un resorte con rigidez conocida y variaciones de masa, evaluando así la robustez de la configuración establecida. El objetivo fue verificar que el identificador respondiera de manera consistente a las distintas cargas, reflejando variaciones acordes a los cambios introducidos en masa y como respuesta aumento de rigidez durante los movimientos ejecutados por ambos motores.

A continuación, se presentan los resultados obtenidos para el motor 1 bajo las distintas condiciones de carga, correspondientes a las Tablas 5.2 a 5.9. Asimismo, se incluye la comparación de dichos resultados con las simulaciones realizadas en el entorno Simulink, representadas en las Figuras 5.6 a 5.19. De manera similar, los resultados obtenidos para el motor 2 se muestran en las Tablas 5.10 a 5.16, junto con sus respectivas simulaciones, ilustradas en las Figuras 5.20 a 5.33. Esta comparación entre datos experimentales y simulados permitió validar la consistencia del modelo dinámico y del identificador algebraico frente a las variaciones de masa aplicadas al sistema.

Motor 1 (Vertical)

La Tabla 5.2 presenta los resultados experimentales obtenidos al evaluar el comportamiento del sistema en la condición de plataforma sin peso. En esta configuración no se aplica carga externa alguna, aunque la estructura mecánica del dispositivo incluyendo el peso propio de la plataforma y sus componentes permanece en operación. Se analizaron los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión, registrando el torque generado, la corriente consumida, el voltaje aplicado al motor y la rigidez articular estimada mediante el modelo de identificación. En esta condición, la rigidez obtenida fue de 4.52 Nm/deg para dorsiflexión y 3.91 Nm/deg para plantarflexión.

Este escenario resulta fundamental para comprender cómo la inercia y la masa propia del mecanismo influyen en la dinámica del sistema, aun sin carga adicional. Las Figuras 5.5 y 5.6 muestran las simulaciones correspondientes, donde se aprecia que el sistema sigue con la señal de referencia, presentando un perfil de respuesta suave y estable. Esto confirma que el modelo dinámico y los controladores implementados han sido correctamente sintonizados, incluso considerando las contribuciones inerciales y estructurales. Los resultados obtenidos permiten validar el modelo y proporcionan una base para comparaciones con escenarios que incluyan carga externa. Asimismo, constituyen una referencia valiosa para el ajuste de los parámetros de control, con el objetivo de optimizar el desempeño en entornos de uso real.

Tabla 5.2 Motor 1 Plataforma sin peso.

Plataforma sin peso				
Movimiento	Torque Nm	Corriente A	Voltaje V	Rigidez Nm/deg
Dorsiflexión	0.52	0.532	10	4.52
Plantarflexión	0.45	0.471	10	3.91

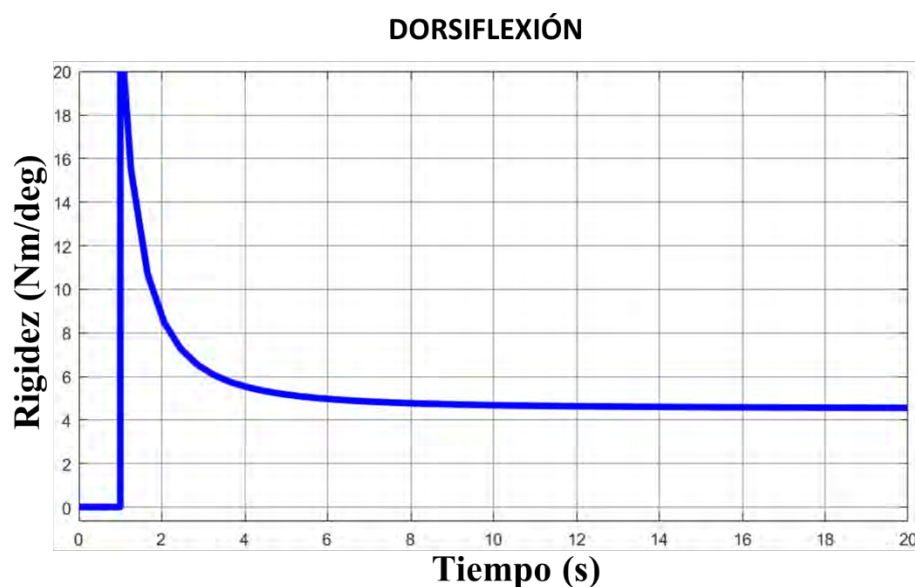


Figura 5.5 Motor1 Plataforma sin peso Dorsiflexión.

PLANTARFLEXIÓN

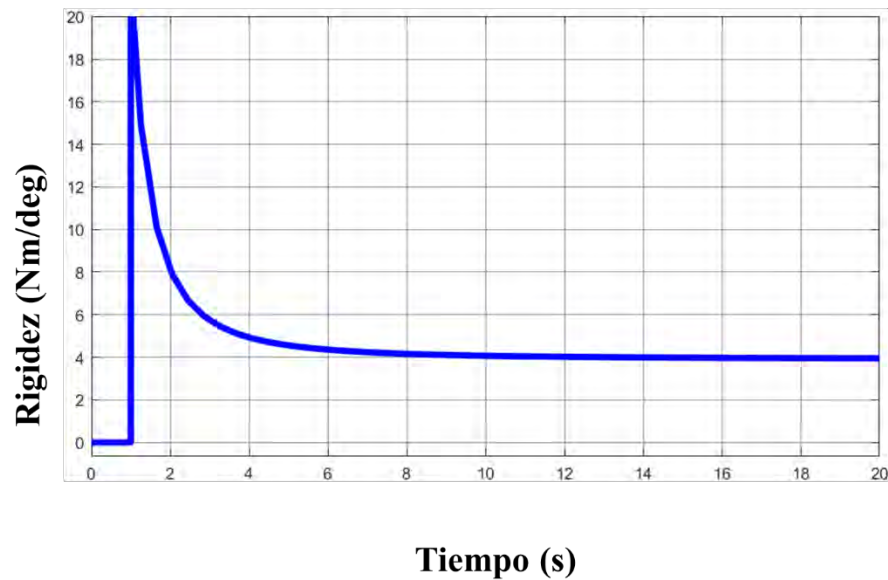


Figura 5.6 Motor1 Plataforma sin peso Plantarflexión.

Se utilizó un resorte de torsión helicoidal simple, elemento mecánico de validación con rigidez conocida para comparar y validar los valores estimados de rigidez articular obtenidos por el dispositivo rehabilitador, las especificaciones técnicas del resorte se observan en la tabla 5.3.

Tabla 5.3 Especificaciones mecánicas del resorte.

Propiedad	Valor
Tipo de resorte	Torsión helicoidal simple
Material	Acero templado (AISI 1074/1095)
Módulo de corte G	79 GPa
Diámetro del alambre d	3.5 mm
Diámetro medio de la espira D	20 mm
Número de espiras activas N	5.5
Sentido de enrollado	Derecho
Longitud libre	35 mm
Rigidez torsional estimada	0.14 Nm/deg

Los valores de rigidez medidos con el resorte de referencia (4.67 Nm/° en dorsiflexión y 4.06 Nm/° en plantarflexión) se consideran correctos; sin embargo, para obtener la rigidez neta atribuible únicamente al resorte, es necesario descontar la rigidez propia del dispositivo sin carga. De acuerdo con los datos de la Tabla anterior, la plataforma sin peso presenta una rigidez de 4.52 Nm/° en dorsiflexión y 3.91 Nm/° en plantarflexión. Al realizar esta corrección, la rigidez efectiva del resorte medida por el sistema se reduce a 0.15 Nm/° para

dorsiflexión y 0.15 Nm/° para plantarflexión, valores que concuerdan con la rigidez nominal del resorte (0.14 Nm/°). Esto confirma que el dispositivo es capaz de estimar la rigidez de elementos externos, siempre que se considere la contribución mecánica propia de la estructura y el mecanismo de transmisión.

Tabla 5.4 Motor 1 Plataforma con resorte.

Plataforma con resorte				
Movimiento	Torque Nm	Corriente A	Voltaje V	Rigidez Nm/deg
Dorsiflexión	0.54	0.547	10	4.67
Plantarflexión	0.47	0.486	10	4.06

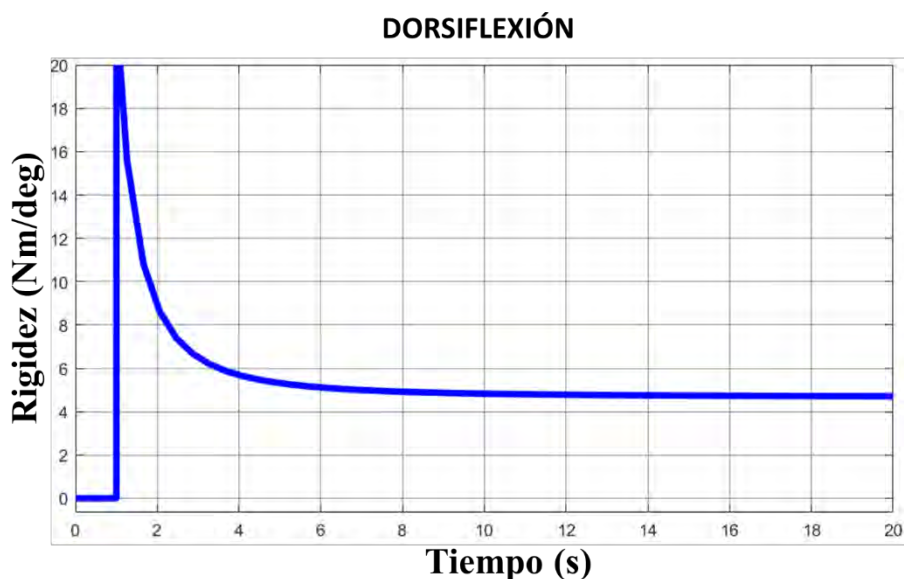


Figura 5.7 Motor1 Plataforma con resorte dorsiflexión.

PLANTARFLEXIÓN

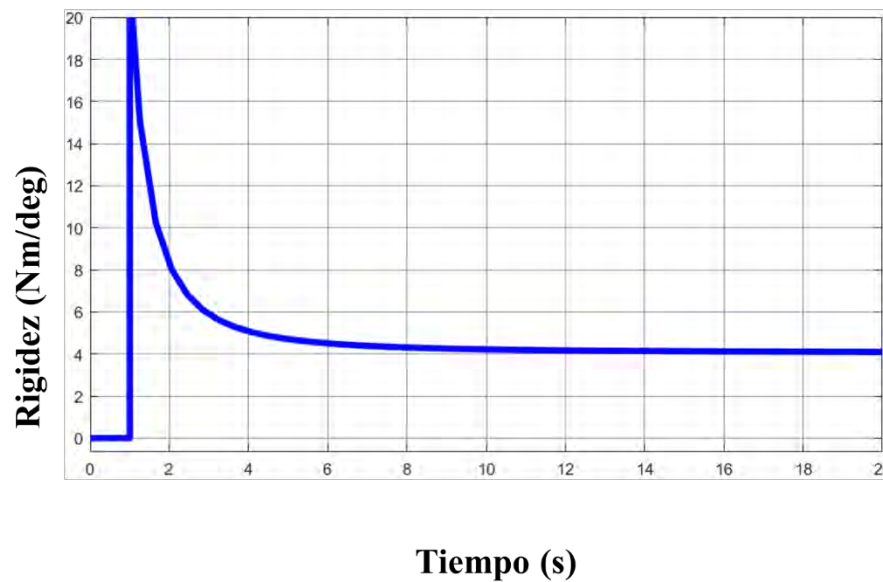


Figura 5.8 Motor1 Plataforma con resorte plantarflexión.

La Tabla 5.5 presenta los resultados experimentales obtenidos al evaluar el comportamiento del sistema bajo la condición de plataforma con carga externa. En esta configuración se añade una masa adicional sobre la plataforma, simulando el peso de un usuario o una carga real, lo que incrementa las fuerzas que el sistema debe compensar, se presenta los resultados experimentales obtenidos al evaluar el comportamiento del sistema con una carga de 1.68 kg aplicada durante la ejecución de los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión. Esta prueba representa una condición operativa más cercana a un escenario real de rehabilitación, donde el sistema debe enfrentar una resistencia mecánica adicional debido al peso externo.

Se observa un aumento moderado pero significativo en los valores de rigidez articular con respecto a la prueba realizada en condiciones sin carga (Tablas 5.2). La rigidez estimada alcanza 4.68 Nm/deg en dorsiflexión y 4.72 Nm/deg en plantarflexión, superando ligeramente los valores observados en la condición de “plataforma sin peso”. Este incremento es consecuencia directa de la mayor oposición al movimiento, lo cual exige al sistema una respuesta más robusta en términos de torque y control.

Las Figuras 5.9 y 5.10 muestran los resultados de las simulaciones bajo esta misma condición de carga. En ambas se puede observar que el sistema sigue adecuadamente la señal de referencia, con un perfil de respuesta suave y sin oscilaciones excesivas, lo cual valida tanto el modelo dinámico propuesto como los controladores diseñados. La coherencia entre los datos experimentales y simulados confirma que el sistema es capaz de adaptarse a variaciones en la carga externa sin perder estabilidad ni precisión, lo que refuerza su viabilidad como herramienta para asistencia terapéutica.

La tabla 5.5 presenta los resultados experimentales obtenidos al aplicar una carga de 2.300 kg sobre el sistema, evaluando los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión. Los resultados evidencian un incremento significativo en los valores de torque y rigidez,

especialmente durante el movimiento de plantarflexión, lo que indica una mayor exigencia mecánica y una mayor respuesta del sistema ante cargas más elevadas. Esta condición simula de forma más realista las situaciones de uso en rehabilitación, y permite validar tanto la robustez del control implementado como la capacidad del modelo para reflejar con precisión las variaciones dinámicas ante diferentes niveles de carga. Estos datos también fueron utilizados como referencia para comparar con los resultados obtenidos en simulación, validando la funcionalidad del modelo y los controladores implementados en las Figuras 5.9 y 5.10.

Tabla 5.5 Motor 1 Plataforma con 2.30kg.

Plataforma con 2.30kg				
Movimiento	Torque Nm	Corriente A	Voltaje V	Rigidez Nm/deg
Dorsiflexión	0.65	0.63	10	5.53
Plantarflexión	0.82	0.76	10	6.81

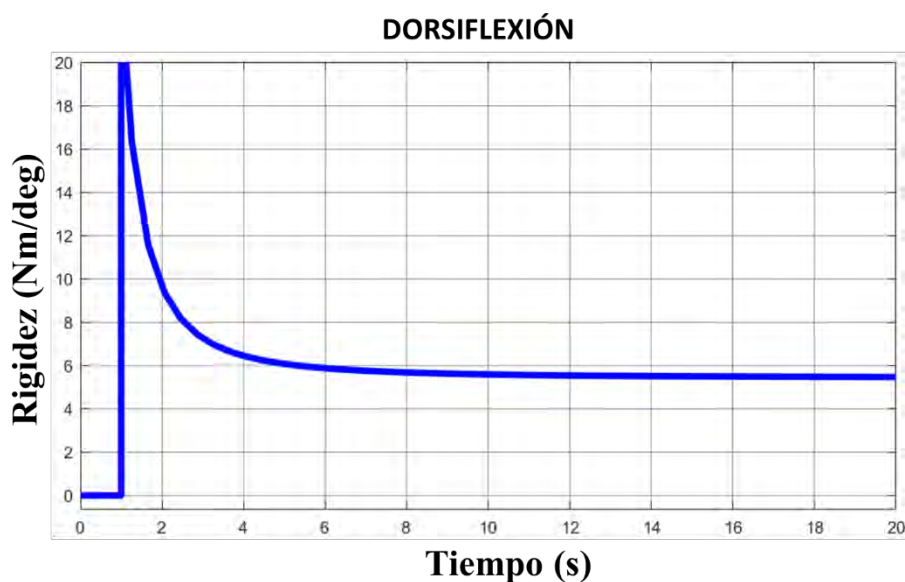


Figura 5.9 Motor1 2.300 kg Dorsiflexión.

PLANTARFLEXIÓN

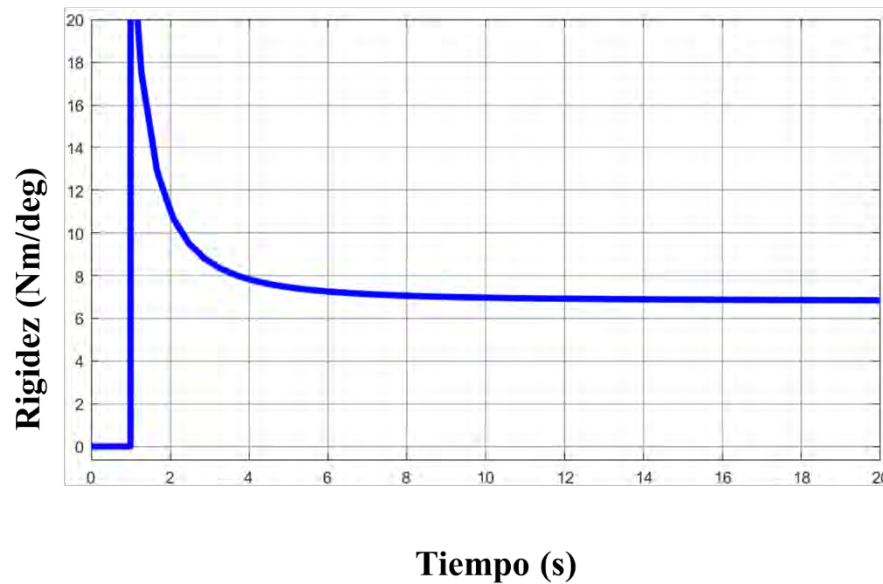


Figura 5.10 Motor1 2.300 kg Plantarflexión.

La Tabla 5.6 presenta los resultados experimentales obtenidos al aplicar una carga de 2.900 kg al sistema, evaluando los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión. Esta condición representa el escenario con una carga externa mayor aplicada durante las pruebas, simulando una situación de alta exigencia mecánica como podría ocurrir en fases avanzadas del proceso de rehabilitación funcional del tobillo.

Bajo esta condición, se observa un incremento considerable en los valores de rigidez articular estimada, alcanzando 7.45 Nm/deg en dorsiflexión y 7.54 Nm/deg en plantarflexión, los valores más altos registrados en toda la serie de pruebas. Este aumento es coherente con la mayor resistencia mecánica que la carga impone sobre el sistema, y refleja la correcta detección del esfuerzo articular adicional por parte del modelo de identificación algebraica. En cuanto a los valores de torque, se obtuvieron 0.90 Nm y 0.91 Nm, respectivamente, lo que representa una demanda significativamente mayor al motor. A su vez, el consumo de corriente también se incrementó, alcanzando 0.82 A y 0.83 A, valores que permanecen dentro de un rango operativo seguro para el sistema. Esto evidencia la capacidad del dispositivo para mantener su desempeño de manera estable y eficiente incluso en condiciones de alta carga.

Las Figuras 5.12 y 5.11 muestran los resultados de simulación bajo esta condición de carga elevada. En ambas se observa que el sistema continúa siguiendo de manera efectiva las referencias de movimiento, manteniendo una trayectoria suave y sin oscilaciones abruptas, lo cual valida nuevamente la robustez del modelo dinámico y la eficacia de los controladores implementados.

Este conjunto de datos resulta especialmente relevante para evaluar el comportamiento del sistema ante escenarios de alta exigencia funcional, como los que pueden encontrarse en programas de rehabilitación intensiva o en usuarios con necesidades específicas de fuerza y estabilidad. Asimismo, estos resultados consolidan la fiabilidad del modelo de identificación

algebraica como herramienta para estimar con precisión la rigidez articular en diversas condiciones de carga, lo cual es fundamental para ajustar terapias de forma personalizada y segura.

Tabla 5.6 Motor 1 Plataforma con 2.90kg.

Plataforma con 2.90kg				
Movimiento	Torque Nm	Corriente A	Voltaje V	Rigidez Nm/deg
Dorsiflexión	0.90	0.82	10	7.45
Plantarflexión	0.91	0.83	10	7.54

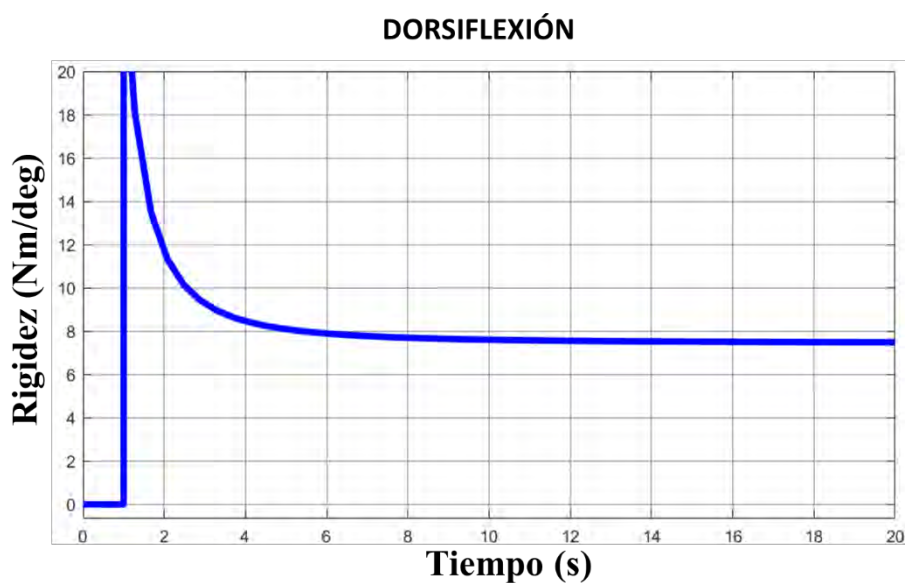


Figura 5.11 Motor1 2.900 kg Dorsiflexión.

PLANTARFLEXIÓN

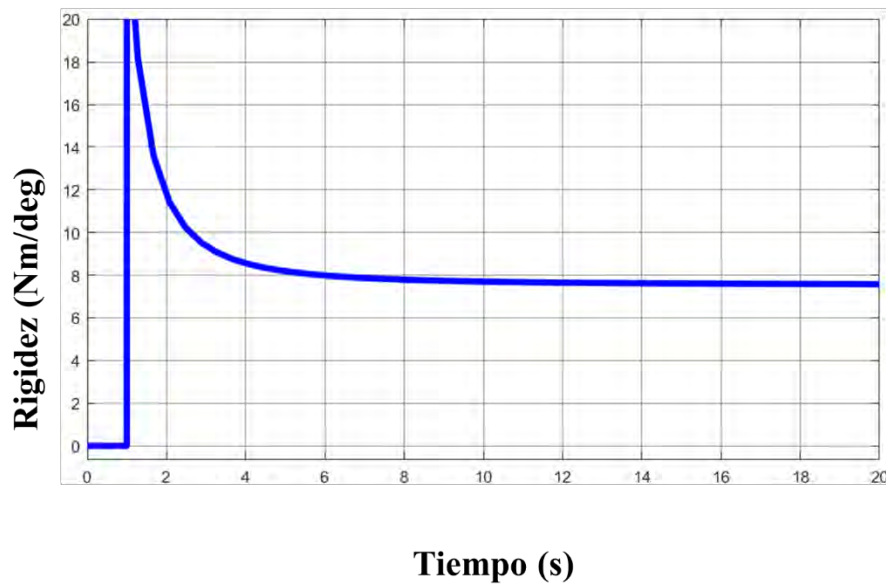


Figura 5.12 Motor1 2.900 kg Plantarflexión.

La Tabla 5.7 muestra los resultados experimentales obtenidos al aplicar una carga de 3.350kg al sistema, evaluando los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión. Esta condición representa la mayor carga aplicada durante toda la serie de pruebas, acercándose a escenarios reales de esfuerzo funcional, como los que pueden presentarse en fases avanzadas de rehabilitación o en usuarios con mayor masa corporal. Bajo esta condición de carga elevada, se observa un incremento sustancial en los valores de torque y rigidez articular estimada, alcanzando los niveles más altos registrados en el estudio. En el caso de la dorsiflexión, el torque medido fue de 0.95 Nm, con una rigidez de 7.82 Nm/deg, mientras que, durante la plantarflexión, el sistema alcanzó un torque de 1.01 Nm y una rigidez de 8.31 Nm/deg. Este último valor representa el pico máximo de rigidez registrado, reflejando claramente la exigencia mecánica impuesta por la carga y, al mismo tiempo, la capacidad del sistema para responder adecuadamente. El incremento en la corriente consumida también es evidente (0.86 A y 0.91 A para dorsiflexión y plantarflexión, respectivamente), lo cual es consistente con el aumento de esfuerzo requerido por el motor para mantener el control del movimiento. A pesar de estas exigencias, el sistema mantiene un comportamiento estable y predecible, lo que indica una buena sintonización del controlador y una adecuada capacidad estructural del dispositivo.

Las Figuras 5.13 y 5.14 presentan los resultados obtenidos en simulación para ambas direcciones de movimiento bajo esta condición de carga. Se observa que el modelo dinámico reproduce con fidelidad el comportamiento del sistema, siguiendo de forma precisa las referencias deseadas. La coherencia entre los datos experimentales y simulados permite validar nuevamente la precisión del modelo dinámico y la eficacia de la técnica de identificación algebraica utilizada para estimar la rigidez articular. Estos resultados son cruciales para confirmar la robustez del sistema frente a cargas elevadas, así como para demostrar su viabilidad en entornos clínicos exigentes, donde es fundamental que el dispositivo mantenga la precisión y estabilidad operativa en todo momento.

Tabla 5.7 Motor 1 Plataforma con 3.350kg.

Plataforma con 3.350kg				
Movimiento	Torque Nm	Corriente A	Voltaje V	Rigidez Nm/deg
Dorsiflexión	0.95	0.86	10	7.82
Plantarflexión	1.01	0.91	10	8.31

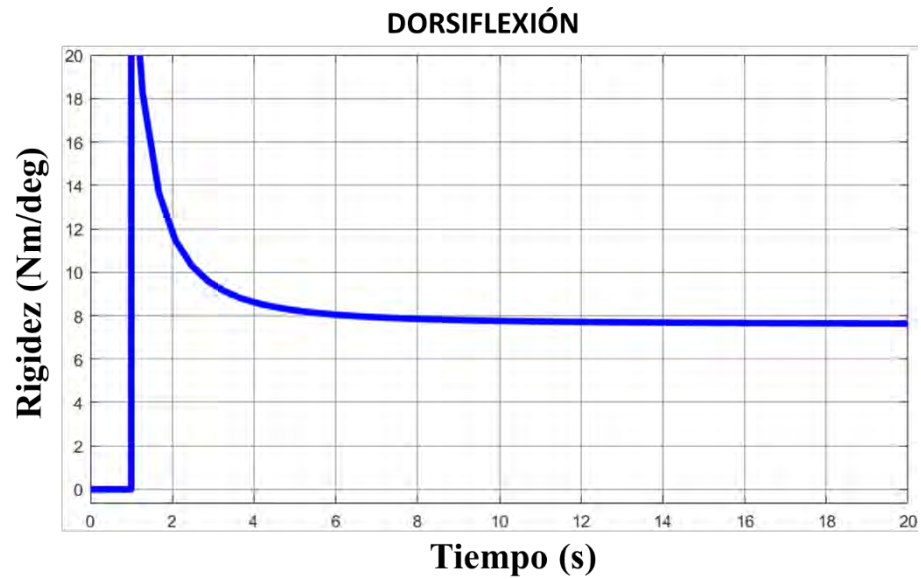


Figura 5.13 Motor1 3.350 kg Dorsiflexión.

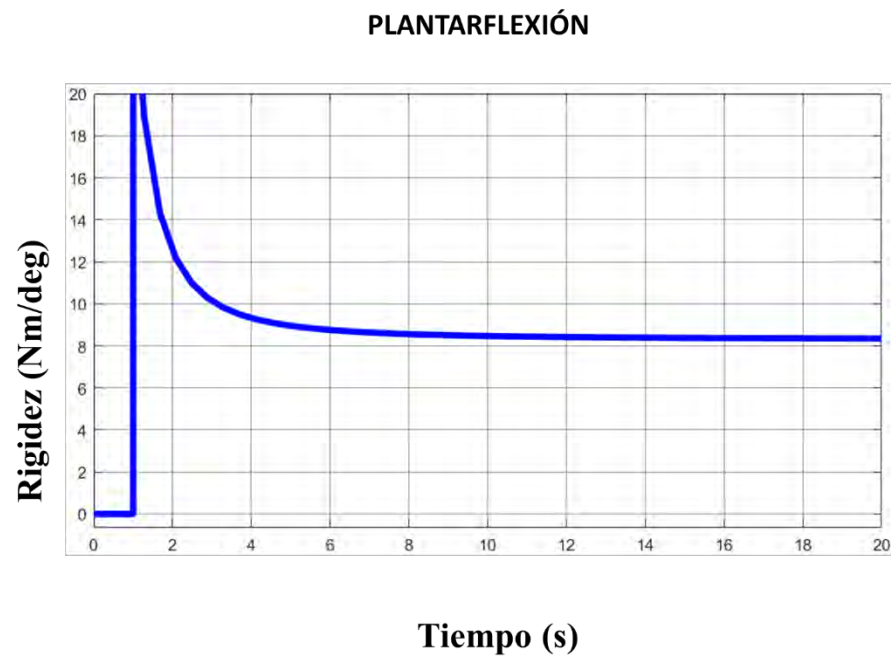


Figura 5.14 Motor1 3.350 kg Plantarflexión.

Motor 2 (Horizontal)

La Tabla 5.8 presenta los resultados experimentales obtenidos al evaluar los movimientos de abducción y aducción en una condición de plataforma sin peso, es decir, sin carga externa aplicada, pero considerando la masa estructural del sistema en funcionamiento. En este escenario se registraron los valores de torque generado, corriente consumida, voltaje aplicado y la rigidez articular estimada para cada uno de los movimientos analizados en el plano frontal del tobillo. Los resultados muestran una diferencia significativa entre los valores obtenidos para abducción y aducción. En particular, el movimiento de abducción presenta valores más altos tanto de torque como de rigidez, lo que podría atribuirse a la configuración mecánica de la articulación en ese plano, así como a la disposición estructural del sistema robótico, que puede presentar mayor resistencia o inercia en una dirección respecto a otra.

Este comportamiento resalta la importancia de considerar la asimetría funcional del tobillo en distintos ejes de movimiento y subraya la capacidad del sistema para adaptarse a diferentes demandas biomecánicas. La información obtenida en esta prueba complementa los análisis realizados en el plano sagital (dorsiflexión y plantarflexión), aportando una visión más completa del desempeño del dispositivo en la estimación de rigidez articular multidireccional.

Las Figuras 5.15 y 5.16 muestran los resultados de las simulaciones correspondientes a los movimientos de abducción y aducción. En ambas se observa un seguimiento adecuado de la trayectoria deseada, con transiciones suaves y sin oscilaciones significativas, lo que demuestra que tanto el modelo dinámico como los controladores implementados funcionan correctamente también en este plano de movimiento. Este conjunto de resultados es clave para validar la versatilidad del sistema en distintos ejes funcionales del tobillo y fortalece su aplicación como herramienta para la caracterización biomecánica integral en contextos de rehabilitación.

Tabla 5.8 Motor 2 plataforma sin peso.

Plataforma sin peso				
Movimiento	Torque Nm	Corriente A	Voltaje V	Rigidez Nm/deg
Abducción	0.47	0.49	10	4.1
Aducción	0.34	0.39	10	3.1

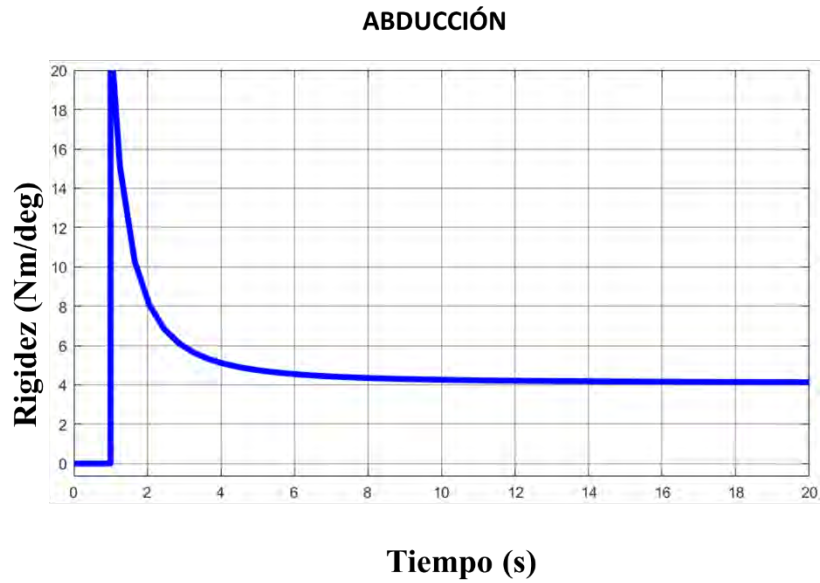


Figura 5.15 Motor2 Plataforma sin peso Abducción.

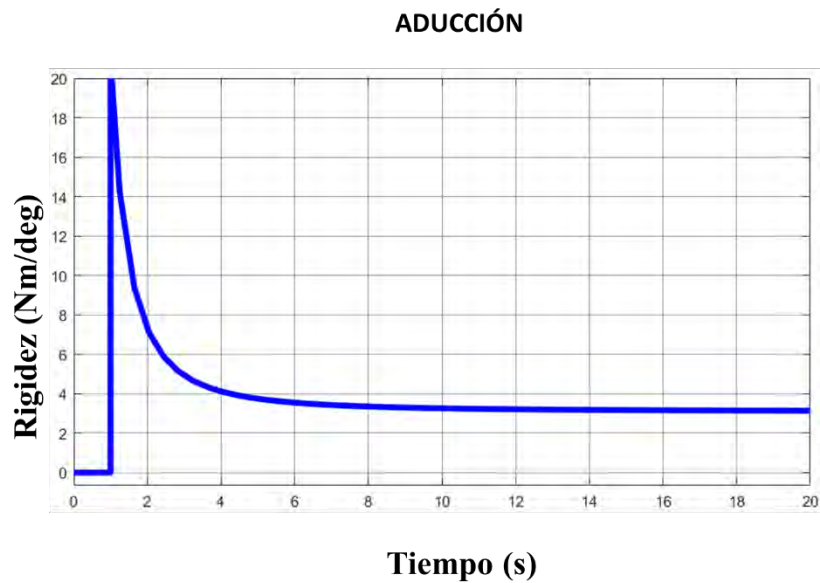


Figura 5.16 Motor2 Plataforma sin peso Aducción.

La Tabla 5.9 muestra los resultados experimentales obtenidos al evaluar los movimientos de abducción y aducción con la incorporación de un resorte en el sistema. Esta modificación introduce un componente elástico pasivo, con el objetivo de analizar cómo afecta la dinámica del sistema y su capacidad para estimar con precisión la rigidez articular bajo condiciones más complejas. Para cada movimiento se registraron los valores de torque, corriente consumida, voltaje aplicado y la rigidez estimada.

En comparación con la condición de plataforma sin peso, se observa un ligero incremento en los valores de torque y rigidez, siendo más evidente en el movimiento de abducción (0.49

Nm y 4.24 Nm/deg) frente a la aducción (0.36 Nm y 3.24 Nm/deg). Este aumento es atribuible a la resistencia adicional introducida por el resorte, que simula en parte la elasticidad natural de los tejidos biológicos del tobillo.

La inclusión del resorte permite acercar el comportamiento del sistema a situaciones biomecánicas reales, donde los elementos pasivos del cuerpo humano (como ligamentos y tendones) influyen en la respuesta articular. Además, esta condición representa un entorno útil para evaluar la robustez del modelo de identificación algebraica, así como la capacidad adaptativa del controlador frente a variaciones no únicamente relacionadas con la masa, sino también con la elasticidad.

Las Figuras 5.17 y 5.18 muestran los resultados obtenidos mediante simulación para ambos movimientos con el resorte acoplado. Se aprecia que el sistema sigue correctamente las señales de referencia, manteniendo una respuesta suave, sin oscilaciones importantes ni pérdidas de precisión, lo cual valida nuevamente la efectividad del modelo dinámico y del controlador implementado.

Estos resultados son relevantes para el diseño de estrategias de control más precisas que consideren tanto elementos activos como pasivos del sistema articular, y abren la puerta a estudios más avanzados que incluyan componentes elásticos variables o adaptativos en el marco de una rehabilitación personalizada.

Tabla 5.9 Motor 2 plataforma con resorte.

Plataforma con resorte				
Movimiento	Torque Nm	Corriente A	Voltaje V	Rigidez Nm/deg
Abducción	0.49	0.504	10	4.24
Aducción	0.36	0.404	10	3.24

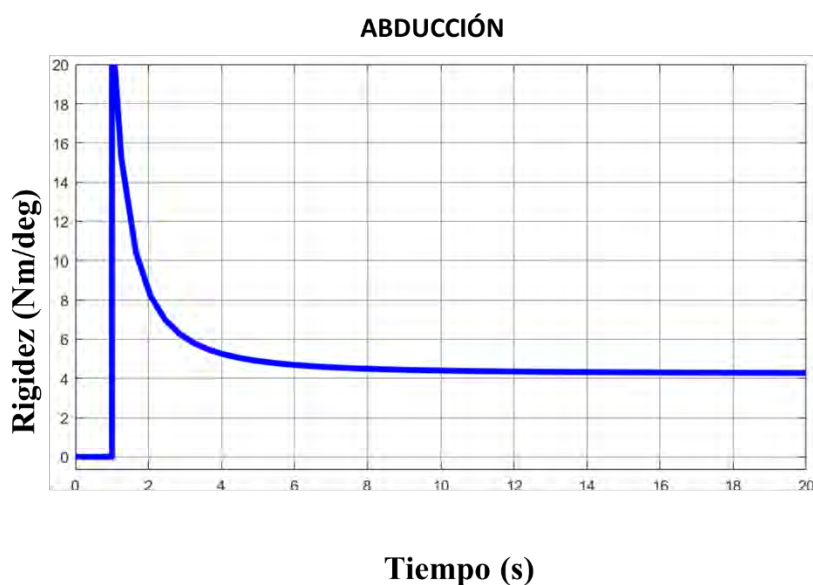


Figura 5.17 Motor2 Plataforma con resorte abducción.

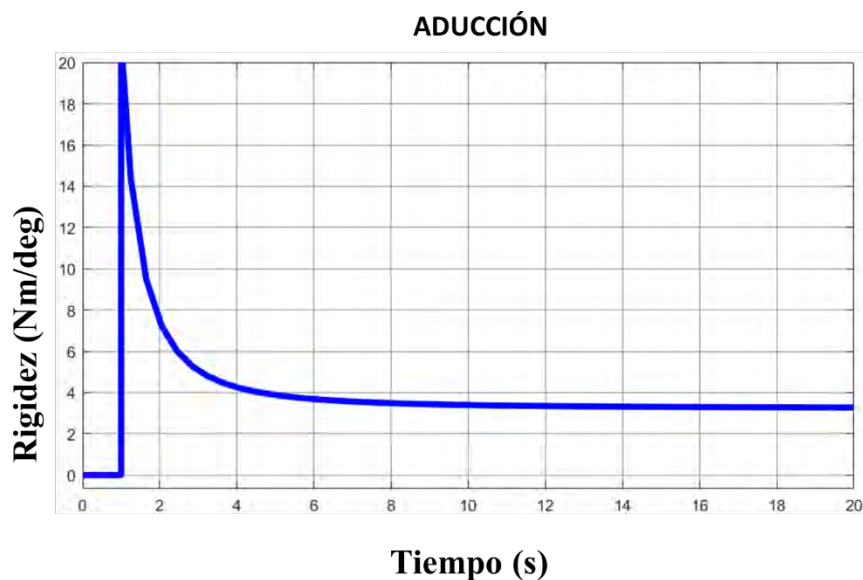


Figura 5.18 Motor2 Plataforma con resorte aducción.

La Tabla 5.10 presenta los resultados experimentales obtenidos al evaluar los movimientos de abducción y aducción bajo una carga de 1.680kg aplicada al sistema. Esta condición representa una situación de carga moderada, y permite analizar cómo responde el sistema ante una mayor exigencia mecánica en el plano frontal del tobillo.

En comparación con las pruebas realizadas sin carga externa o con componentes pasivos (como el resorte), se observa un incremento en los valores de torque y rigidez. En específico, el movimiento de abducción alcanza un torque de 0.49 Nm y una rigidez de 4.23 Nm/deg, mientras que en aducción se obtiene un torque de 0.50 Nm y una rigidez de 4.33 Nm/deg. A diferencia de condiciones anteriores, donde la abducción presentaba rigidez significativamente mayor, aquí los valores se aproximan notablemente, lo que sugiere una respuesta más simétrica y equilibrada del sistema bajo carga.

Este comportamiento puede deberse a la influencia estabilizadora de la carga aplicada, que reduce la disparidad mecánica entre ambos movimientos, reflejando un buen diseño estructural y control dinámico del dispositivo. Además, estos datos permiten evaluar la capacidad operativa del sistema bajo condiciones más exigentes que las condiciones base, lo cual es fundamental para su aplicación práctica en entornos de rehabilitación.

Las Figuras 5.19 y 5.20 presentan los resultados obtenidos mediante simulación para esta misma condición. En ambas gráficas se evidencia que el modelo dinámico reproduce con precisión el comportamiento experimental, con trayectorias suaves, sin oscilaciones indeseadas y con un seguimiento adecuado de las señales de referencia. Esto valida tanto la precisión del modelo dinámico como la eficacia de los controladores implementados, incluso ante escenarios con carga adicional.

Estos resultados confirman la robustez del sistema y su potencial para adaptarse a diferentes niveles de carga funcional, lo que lo convierte en una herramienta viable para la evaluación biomecánica y el apoyo terapéutico en pacientes en proceso de recuperación articular.

Tabla 5.10 Motor 2 Plataforma con 1.68 kg.

Plataforma con 1.680kg				
Movimiento	Torque Nm	Corriente A	Voltaje V	Rigidez Nm/deg
Abducción	0.49	0.503	10	4.23
Aducción	0.50	0.513	10	4.33

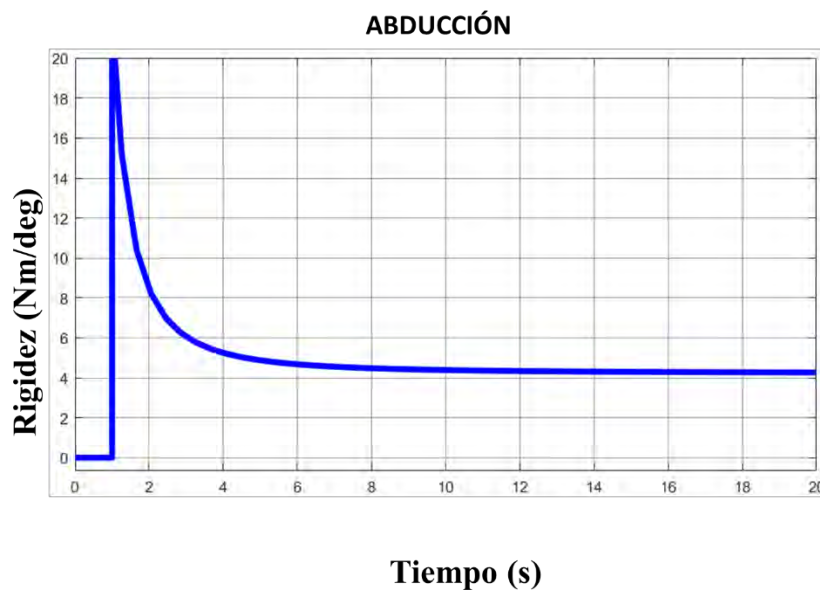


Figura 5.19 Motor2 1.680kg Abducción.

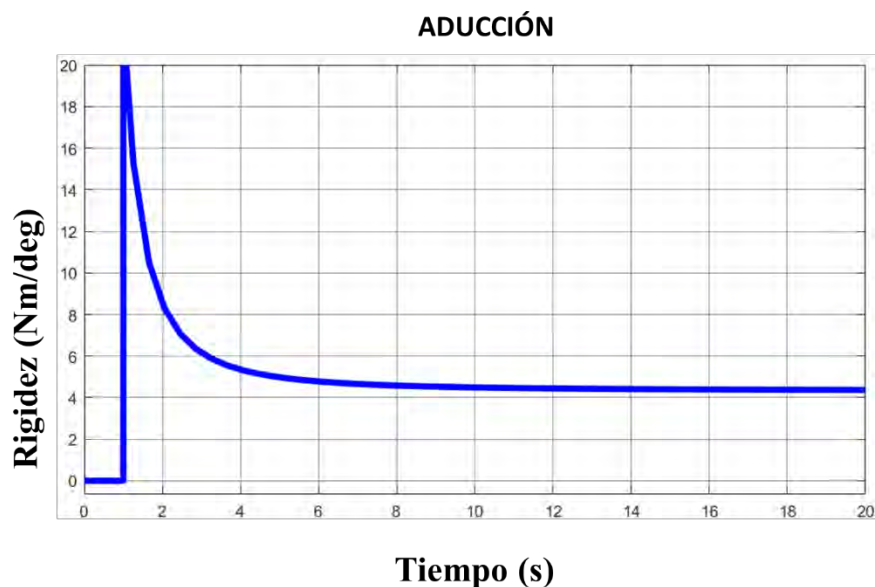


Figura 5.20 Motor2 1.680kg Aducción.

La Tabla 5.11 presenta los resultados experimentales obtenidos al aplicar una carga de 2.300 kg durante la ejecución de los movimientos de abducción y aducción. Esta condición representa un nivel de carga superior, y permite evaluar la respuesta del sistema ante una mayor resistencia mecánica en el plano frontal del tobillo.

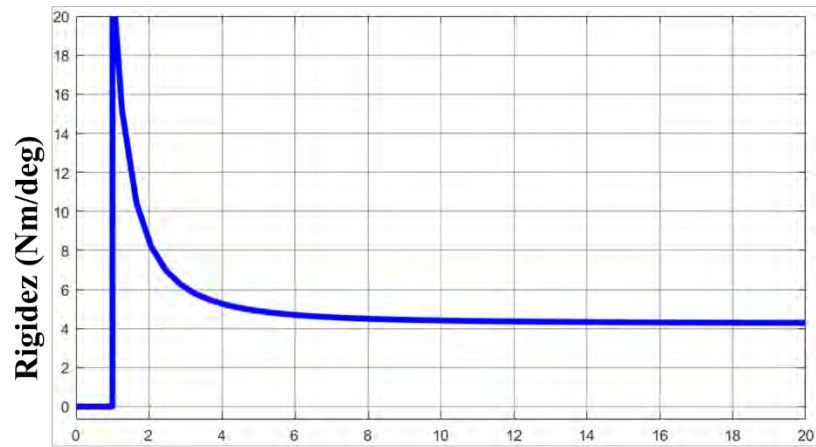
Los resultados muestran un ligero incremento en los valores de torque y rigidez en comparación con las condiciones previas (como la carga de 1.680 kg), lo que indica un aumento progresivo en la exigencia mecánica del sistema. En el caso de la abducción, se mantiene un torque de 0.49 Nm y una rigidez de 4.25 Nm/deg, mientras que en la aducción se evidencia un torque ligeramente superior de 0.52 Nm, con una rigidez de 4.46 Nm/deg. Esta diferencia sugiere que, bajo cargas mayores, el sistema presenta una mayor resistencia pasiva al movimiento de aducción, posiblemente debido a la configuración estructural o la influencia de la carga sobre la mecánica del eje lateral. La asimetría creciente en la rigidez estimada entre ambos movimientos resalta la importancia de evaluar cada dirección de forma independiente, ya que la respuesta mecánica del sistema puede variar significativamente en función del eje y del nivel de carga aplicado. Esta información es valiosa para comprender el comportamiento del tobillo en situaciones funcionales más demandantes, como aquellas asociadas a fases avanzadas de rehabilitación o entrenamiento específico.

Las Figuras 5.21 y 5.22 muestran los resultados obtenidos mediante simulación para los movimientos de abducción y aducción, respectivamente. En ambas se observa un seguimiento preciso de la señal de referencia, con una respuesta estable y sin sobre oscilaciones, lo que, valida la exactitud del modelo dinámico y la eficiencia de los controladores implementados, incluso bajo condiciones de carga elevadas. Estos resultados consolidan la utilidad del sistema como herramienta para la evaluación biomecánica de movimientos articulares bajo cargas progresivas, permitiendo simular condiciones realistas de uso y proporcionando información clave para el diseño de terapias adaptadas a las necesidades funcionales específicas del paciente.

Tabla 5.11 Motor 2 Plataforma con 2.30 kg.

Plataforma con 2.30kg				
Movimiento	Torque Nm	Corriente A	Voltaje V	Rigidez Nm/deg
Abducción	0.49	0.505	10	4.25
Aducción	0.52	0.52	10	4.46

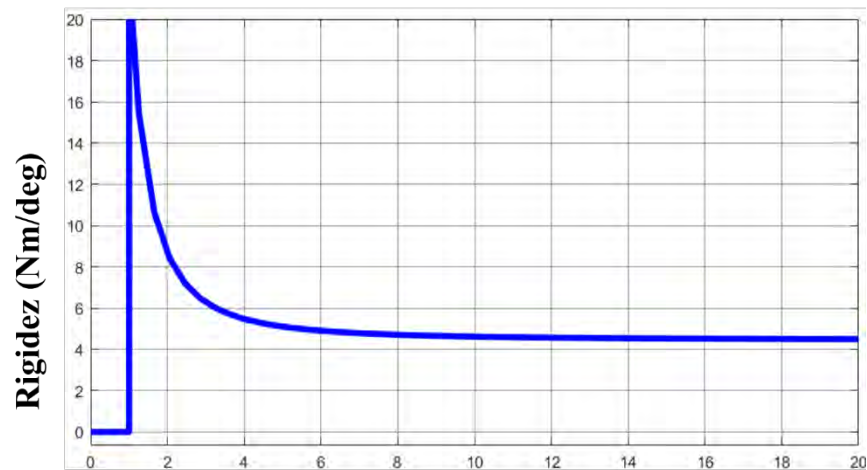
ABDUCCIÓN



Tiempo (s)

Figura 5.21 Motor2 2.300kg Abducción.

ADUCCIÓN



Tiempo (s)

Figura 5.22 Motor2 2.300kg Aducción.

La Tabla 5.12 presenta los resultados experimentales obtenidos al aplicar una carga de 2.900 kg durante la ejecución de los movimientos de abducción y aducción. Bajo esta condición de carga elevada, se evidencia un incremento notable en los valores de torque y rigidez, reflejando una mayor resistencia mecánica del sistema frente a la carga aplicada.

En particular, el movimiento de aducción muestra un aumento más pronunciado en ambos parámetros, alcanzando un torque de 0.58 Nm y una rigidez de 4.92 Nm/deg, lo que indica una resistencia lateral significativa en esta dirección. Por su parte, la abducción mantiene valores de torque y rigidez ligeramente menores, con 0.50 Nm y 4.31 Nm/deg, respectivamente. Esta diferencia pone de manifiesto la asimetría funcional del sistema en movimientos laterales bajo cargas progresivas. Los valores de corriente consumida también reflejan este comportamiento, con un aumento en la aducción (0.57 A) en comparación con la abducción (0.511 A), lo cual es consistente con la mayor demanda de esfuerzo en la dirección de mayor resistencia. Las Figuras 5.23 y 5.24 muestran los resultados de simulación correspondientes a los movimientos evaluados con esta carga. En ambas se observa un seguimiento preciso y estable de las señales de referencia, sin oscilaciones excesivas, validando la precisión del modelo dinámico y la eficiencia de los controladores implementados bajo condiciones de carga elevadas. Estos resultados fortalecen la confianza en la capacidad del sistema para operar de manera estable y precisa en escenarios funcionales exigentes, aportando datos fundamentales para la caracterización biomecánica y el diseño de intervenciones terapéuticas adaptadas a las necesidades específicas de los pacientes.

Tabla 5.12 Motor 2 Plataforma con 2.90 kg.

Plataforma con 2.90				
Movimiento	Torque Nm	Corriente A	Voltaje V	Rigidez Nm/deg
Abducción	0.50	0.511	10	4.31
Aducción	0.58	0.57	10	4.92

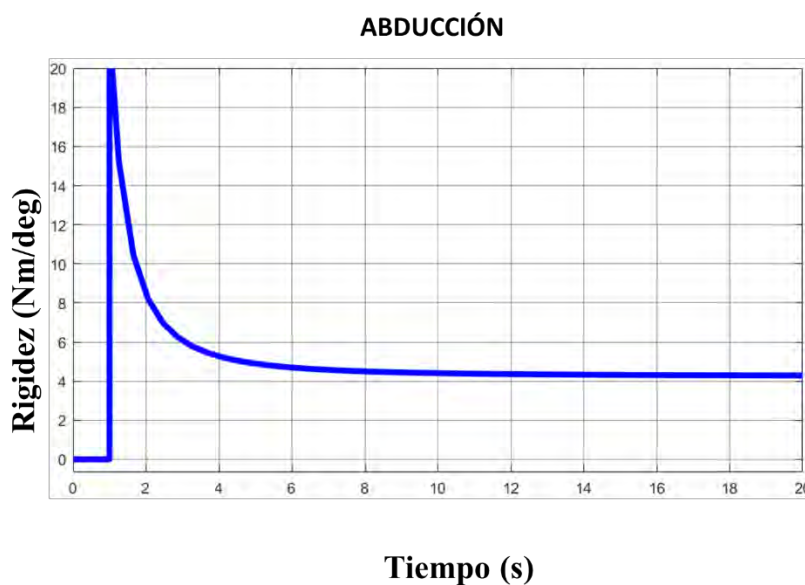


Figura 5.23 Motor2 2.90kg Abducción.

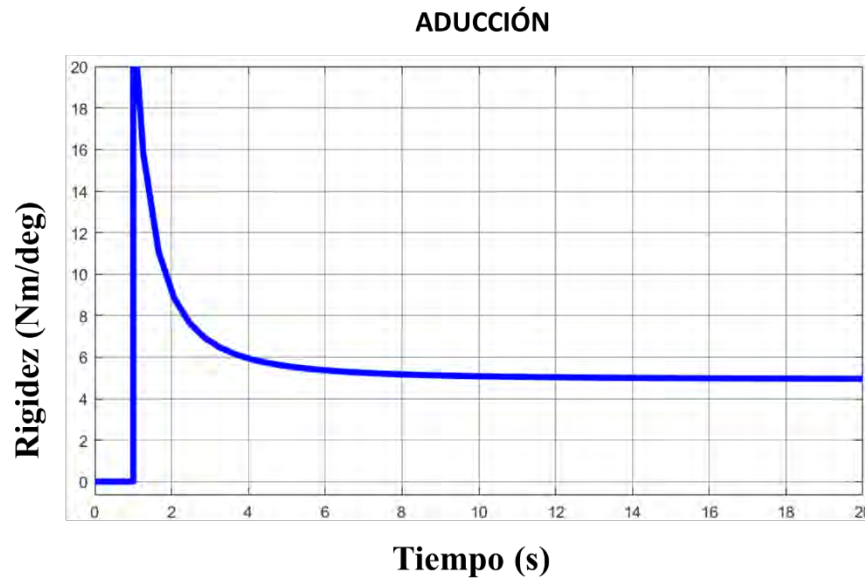


Figura 5.24 Motor2 2.90kg Aducción.

La Tabla 5.13 presenta los resultados experimentales obtenidos al aplicar una carga de 5.100 kg durante la ejecución de los movimientos de abducción y aducción. En esta condición de carga elevada, se registraron los valores de torque, corriente consumida, voltaje aplicado y rigidez articular estimada para cada movimiento.

Los resultados reflejan un incremento sostenido en el torque y la rigidez articular con respecto a cargas menores, particularmente en el movimiento de aducción, que continúa mostrando una mayor resistencia lateral con un torque de 0.58 Nm y una rigidez de 4.97 Nm/deg. Por su parte, la abducción registra un torque de 0.54 Nm y rigidez de 4.66 Nm/deg, valores que también evidencian un aumento en la resistencia mecánica frente a esta carga significativa. El consumo de corriente, correspondiente a 0.546 A en abducción y 0.577 A en aducción, es consistente con el mayor esfuerzo requerido por el motor para mantener el control y posicionamiento bajo estas condiciones.

Las Figuras 5.25 y 5.26 muestran las simulaciones correspondientes a ambos movimientos con la carga aplicada. En ambas figuras se observa un seguimiento preciso y estable de las señales de referencia, sin oscilaciones ni pérdida de control, lo que confirma la robustez del modelo dinámico y la eficacia de los controladores implementados bajo cargas altas. Estos resultados consolidan la capacidad del sistema para operar de forma fiable en condiciones de alta demanda biomecánica, aportando información valiosa para la evaluación funcional del tobillo y el diseño de estrategias de rehabilitación que consideren cargas progresivas y movimientos multidireccionales.

Tabla 5.13 Motor 2 Plataforma con 5.10 kg.

Plataforma con 5.10kg				
Movimiento	Torque Nm	Corriente A	Voltaje V	Rigidez Nm/deg
Abducción	0.54	0.546	10	4.66
Aducción	0.58	0.577	10	4.97

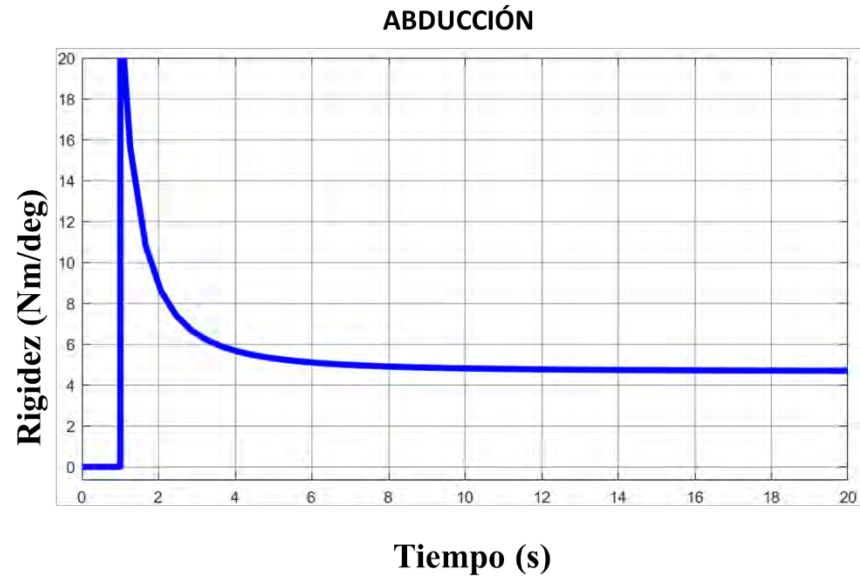


Figura 5.25 Motor2 5.100kg Abducción.

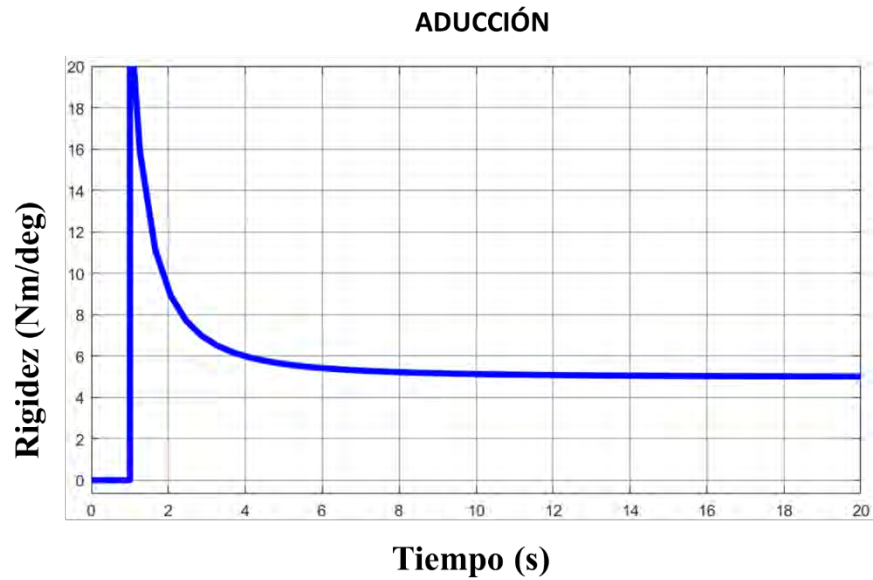


Figura 5.26 Motor2 5.100kg Aducción.

Los resultados obtenidos permitieron validar parcialmente la configuración del sistema y evidenciaron el impacto que tienen las distintas condiciones de carga sobre el desempeño del identificador algebraico.

5.3. Pruebas con usuarios

Con el propósito de validar el funcionamiento del dispositivo rehabilitador de tobillo en condiciones reales, se efectuaron pruebas experimentales con la participación de 10 usuarios sanos, como se muestra en la Figura 5.27. Durante cada sesión se ejecutaron movimientos controlados de dorsiflexión, plantarflexión, abducción y aducción, tanto en el pie derecho como en el izquierdo de cada participante. Estos desplazamientos se realizaron dentro de un recorrido lineal de 10 cm, garantizando la uniformidad y la reproducibilidad de las mediciones entre los sujetos evaluados.

Previo a la realización de los movimientos, se efectuó la medición del peso de la extremidad correspondiente (pie derecho e izquierdo). Dicho valor fue ingresado en la interfaz gráfica del sistema con el fin de incorporar la variación de carga al modelo de cálculo, permitiendo así obtener resultados precisos y ajustados a las condiciones particulares de cada usuario. La elección de individuos sin patologías tuvo como finalidad establecer una línea base de referencia. Desde un punto de vista anatómico, se asume que ambas extremidades presentan respuestas similares en términos de amplitud y control del movimiento, lo cual posibilita una comparación directa entre los datos obtenidos de ambos pies y fortalece la validación de la consistencia de las mediciones registradas por el sistema.

Cabe destacar que los resultados presentados ya contemplan la corrección de la rigidez propia del dispositivo rehabilitador. En otras palabras, se realizó la compensación de la rigidez intrínseca del mecanismo, de manera que los valores reportados corresponden exclusivamente a la respuesta articular de los usuarios. Esto asegura que los datos analizados constituyen mediciones depuradas y representativas, sin requerir ajustes adicionales para descontar el efecto del dispositivo. Los resultados obtenidos permiten validar la fidelidad del sistema en la adquisición de señales y en la estimación de rigidez articular bajo condiciones normales de operación, constituyendo así un punto de partida sólido para su aplicación futura en protocolos clínicos de rehabilitación.



Figura 5.27 Usuarios en fase de prueba.

Para comprobar la repetitividad de los resultados, cada movimiento fue ejecutado dos veces por usuario. La información registrada se organizó en tablas que presentan los valores numéricos correspondientes a cada sesión, mientras que las gráficas permiten una representación visual de las tendencias observadas durante el proceso de medición.

En dichas gráficas se evidencian oscilaciones ascendentes y descendentes de los valores de rigidez en función del tiempo, en lugar de un trazo plano y constante. Este comportamiento responde tanto a los intervalos en que la plataforma ejecuta el movimiento como a los momentos en que retorna a la posición inicial. Los picos observados corresponden a los arranques y detenciones del motor, mientras que las zonas de mayor estabilidad dentro de la señal constituyen los puntos de referencia empleados para la estimación de la rigidez articular asociada a cada movimiento.

Usuario 1

Se realizaron algunas pruebas para la determinación de la rigidez articular del tobillo en un usuario sano, con antecedentes de actividad física leve a moderada. El sujeto evaluado es diestro y no presenta historial de lesiones músculoesqueléticas que pudieran influir en los resultados.

Los resultados obtenidos se presentan en las Tablas 5.14 y 5.15. En el pie derecho, el torque máximo se presentó en dorsiflexión con 1.41 Nm y una rigidez de 6.91 Nm/deg, mientras que en el pie izquierdo el torque máximo fue de 1.19 Nm con una rigidez de 5.24 Nm/deg para el mismo movimiento. La rigidez articular entre ambas piernas presentó una variación menor de 2 Nm/deg. Para los movimientos laterales de abducción y aducción se obtuvieron valores de rigideces de 3.91 y 4.40 Nm/deg en el pie derecho, y de 5.45 y 5.98 Nm/deg en el pie izquierdo.

En la Figura 5.29 se observan las gráficas de las respuestas para los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión. La señal de corriente presenta cuatro picos principales que corresponden a cada ejecución, manteniéndose cercana a 1 A en reposo y alcanzando valores máximos de 3.8 A durante la activación. Se muestra la respuesta del voltaje y del torque requerido. La rigidez presenta valores máximos entre 7 y 8 Nm/deg durante los movimientos, descendiendo a valores cercanos a cero en reposo.

Por su parte, la Figura 5.31 muestra los resultados de abducción y aducción. En este caso, la corriente presentó picos menores, con valores máximos de 1 A. Aunque el movimiento del rehabilitador se mantiene en la posición máxima, y ahí es donde el identificador debe estimar la rigidez, se presentan algunos valores en un rango de 3.9 a 5.9 Nm/deg.

En términos comparativos, se observa que los movimientos en el plano sagital (dorsiflexión y plantarflexión) requieren mayores demandas de corriente, voltaje y torque, lo que se traduce en rigideces más elevadas. Esto puede deberse al tipo de tornillo Acme, que presenta mayor fricción. Por el contrario, los movimientos en el plano frontal (abducción y aducción) generan menores demandas eléctricas y de torque, ya que, se tiene un tornillo de bolas con menor fricción.

Tabla 5.14 Usuario 1 Pie derecho.

Peso (kg)	2.8				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.41	1.22	15	11.41	6.91
Plantarflexión	1.09	0.97	14	8.93	5.03
Abducción	0.97	0.88	14	8.01	3.91
Aducción	0.91	0.83	15	7.5	4.4

Tabla 5.15 Usuario 1 Pie izquierdo.

Peso (kg)	2.8				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.19	1.05	14	9.74	5.24
Plantarflexión	1.07	0.96	12	8.79	4.89
Abducción	1.17	1.04	13	9.55	5.45
Aducción	1.11	0.99	14	9.08	5.98

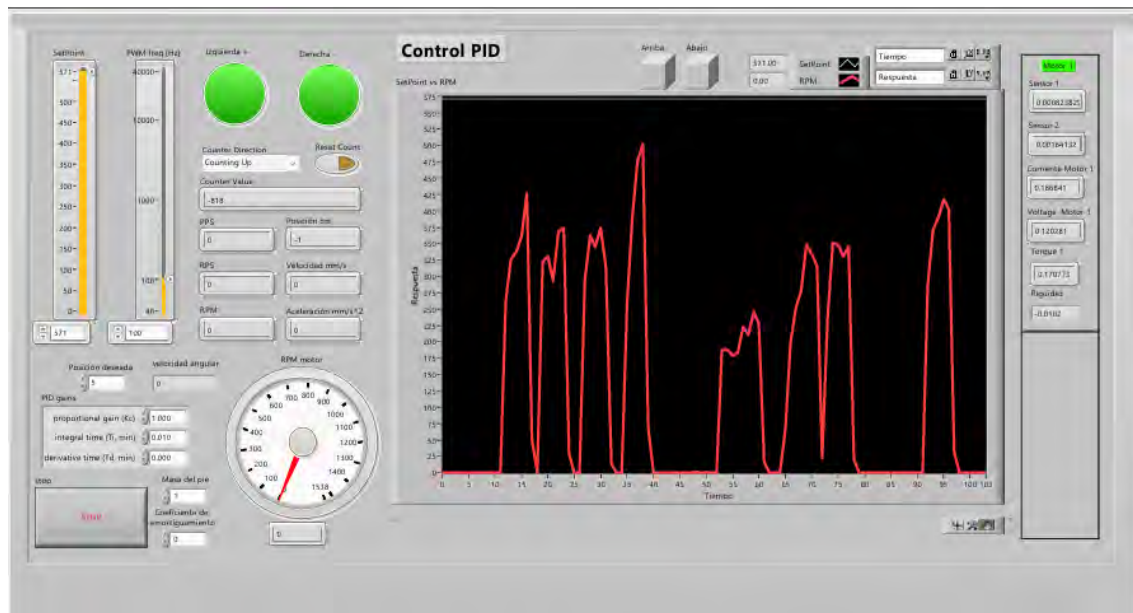


Figura 5.28 Usuario 1 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión.

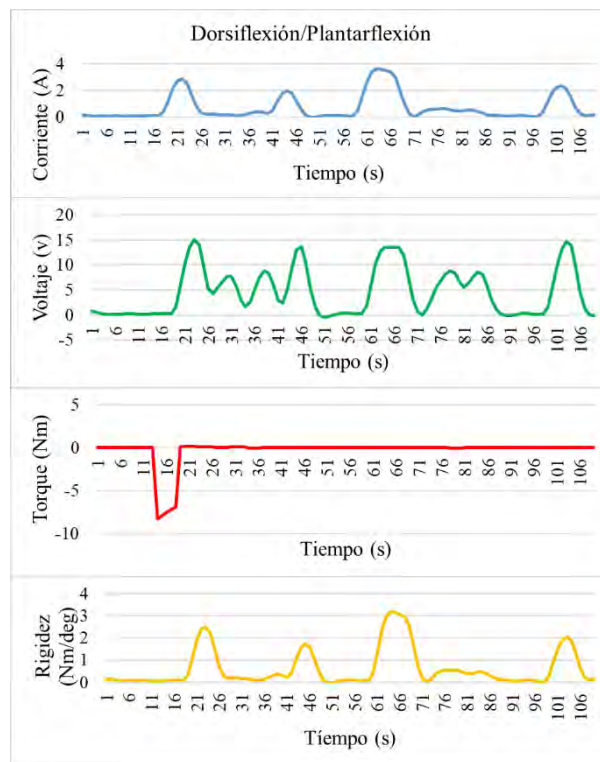


Figura 5.29 Usuario 1 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión, parámetros.



Figura 5.30 Usuario 1 Prueba de Abducción/aducción.

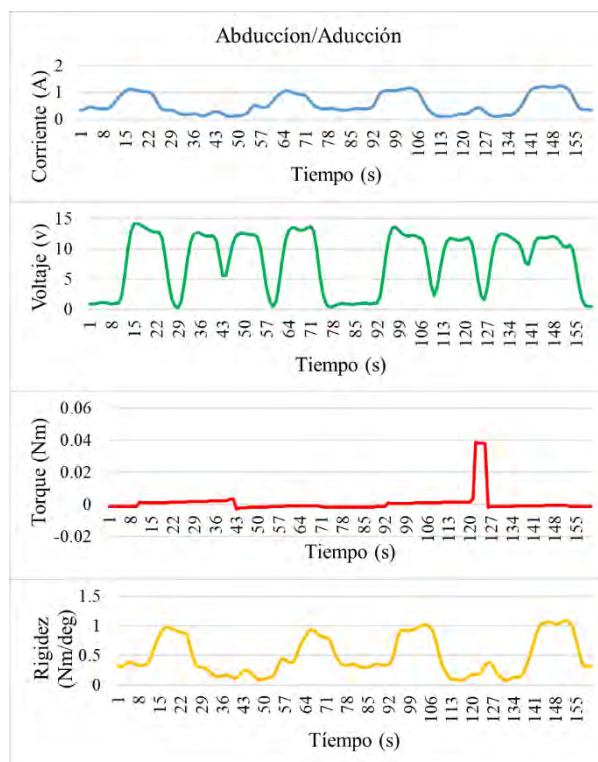


Figura 5.31 Usuario1 Prueba de Abducción/aducción, parámetros.

Usuario 2

Se realizaron pruebas físicas para la evaluación de la rigidez articular en un usuario con un nivel de actividad física alto. El sujeto es diestro y cuenta con antecedentes de una lesión previamente tratada en el pie derecho. Durante las pruebas, en el pie derecho se identificó un aumento relativo de rigidez en comparación con el pie izquierdo.

Los valores obtenidos se presentan en las Tablas 5.16 y 5.17. En el pie derecho, el torque máximo se registró en dorsiflexión con 1.50 Nm y una rigidez de 7.62 Nm/deg, mientras que en el pie izquierdo el torque máximo fue de 1.11 Nm con una rigidez de 4.60 Nm/deg para el mismo movimiento. La diferencia entre ambos pies en dorsiflexión fue de 3.02 Nm/deg, lo que indica una mayor exigencia en la extremidad derecha. En los movimientos de plantarflexión se alcanzaron valores de 5.90 Nm/deg en el pie derecho y de 5.05 Nm/deg en el pie izquierdo, con una variación menor a 1 Nm/deg. Para los movimientos laterales, en abducción se obtuvieron rigideces de 4.70 y 4.09 Nm/deg, y en aducción de 4.58 y 4.14 Nm/deg en pie derecho e izquierdo, respectivamente.

En la Figura 5.32 se muestran las gráficas correspondientes a los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión. La señal de corriente evidencia cuatro picos principales que representan cada ejecución del movimiento, con valores en reposo cercanos a 1 A y picos máximos de 3 A durante la activación. El voltaje se mantiene en un rango de 13 a 15 V. El torque aplicado alcanza valores iniciales de hasta 0.3 Nm y presenta una tendencia decreciente conforme avanza la prueba, mientras que la rigidez estimada muestra valores de hasta 8 Nm/deg durante la ejecución, disminuyendo a valores cercanos a cero en estado de reposo.

Por su parte, la Figura 5.33 presenta los resultados de los movimientos de abducción y aducción. En este caso, la corriente mostró picos más reducidos, con máximos de 1 A, lo cual se traduce en menores exigencias de torque y voltaje en comparación con el plano sagital. La rigidez calculada se mantiene en un rango de 4 a 6 Nm/deg, evidenciando que la estimación se produce principalmente cuando el rehabilitador permanece en la posición máxima de movimiento.

En términos comparativos, se observa que los movimientos en el plano sagital (dorsiflexión y plantarflexión) demandan mayores esfuerzos eléctricos y mecánicos, con rigideces superiores a las obtenidas en el plano frontal. Este comportamiento puede atribuirse a la fricción generada por el tornillo tipo Acme, que requiere mayor torque y corriente para el desplazamiento. En contraste, los movimientos de abducción y aducción, que operan con un tornillo de bolas, presentan menor fricción, lo que reduce las exigencias del sistema y genera rigideces más bajas y estables.

Tabla 5.16 Usuario 2 Pie derecho.

Peso (kg)	2.6				
	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Medición					
Dorsiflexión	1.50	1.29	15	12.12	7.62
Plantarflexión	1.20	1.06	14	9.8	5.9
Abducción	1.07	0.96	15	8.8	4.7
Aducción	0.93	0.85	15	7.68	4.58

Tabla 5.17 Usuario 2 Pie izquierdo.

Peso (kg)	2.6				
	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Medición					
Dorsiflexión	1.11	0.99	14	9.1	4.6
Plantarflexión	1.09	0.98	14	8.95	5.05
Abducción	1.00	0.90	13	8.19	4.09
Aducción	0.87	0.80	15	7.24	4.14

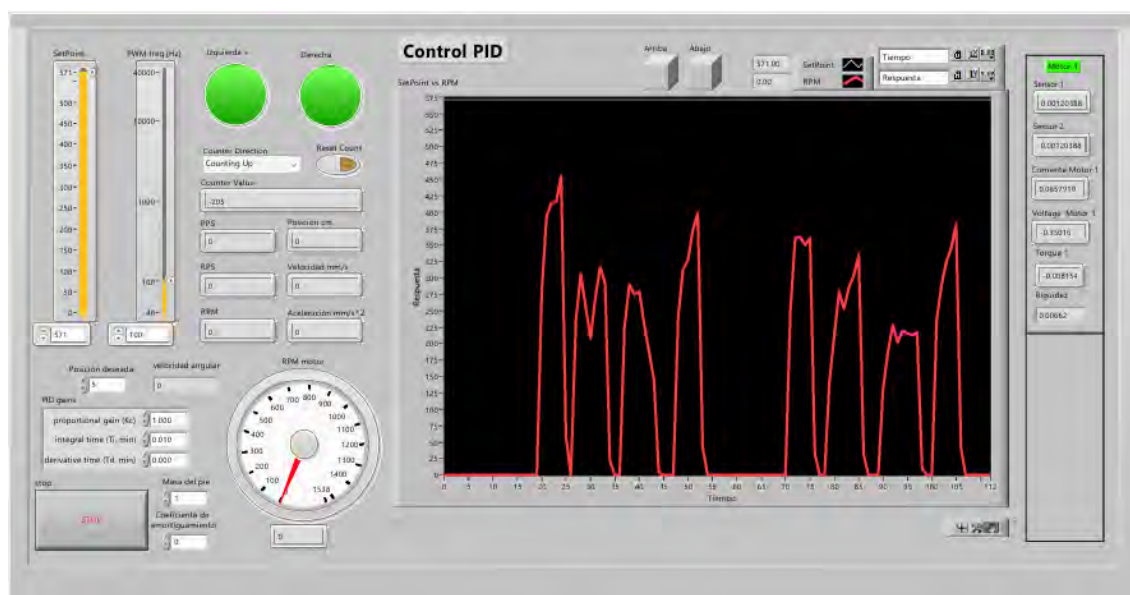


Figura 5.32 Usuario 2 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión.

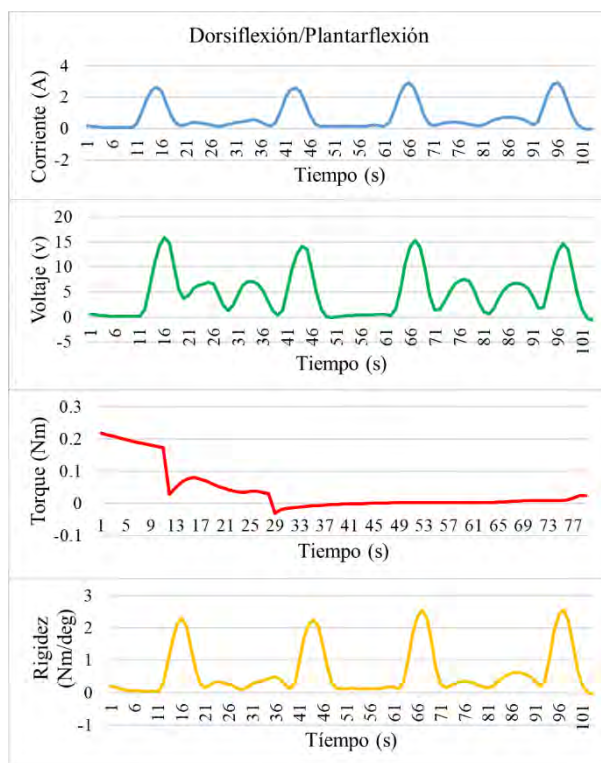


Figura 5.33 Usuario 2 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión, parámetros.

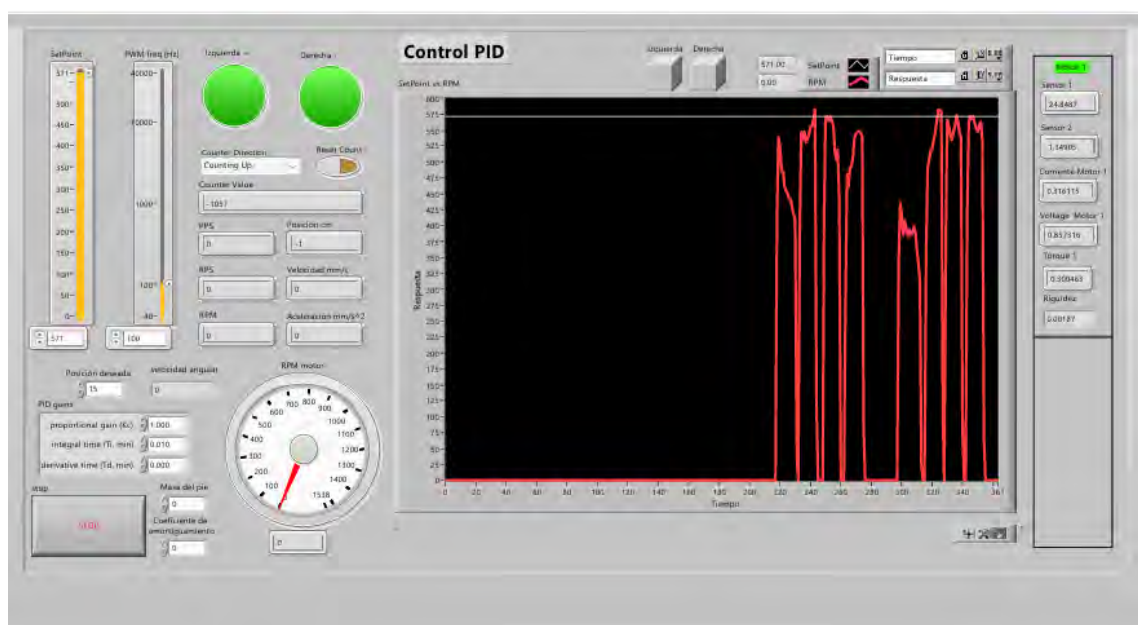


Figura 5.34 Usuario 2 Prueba de Abducción/aducción.

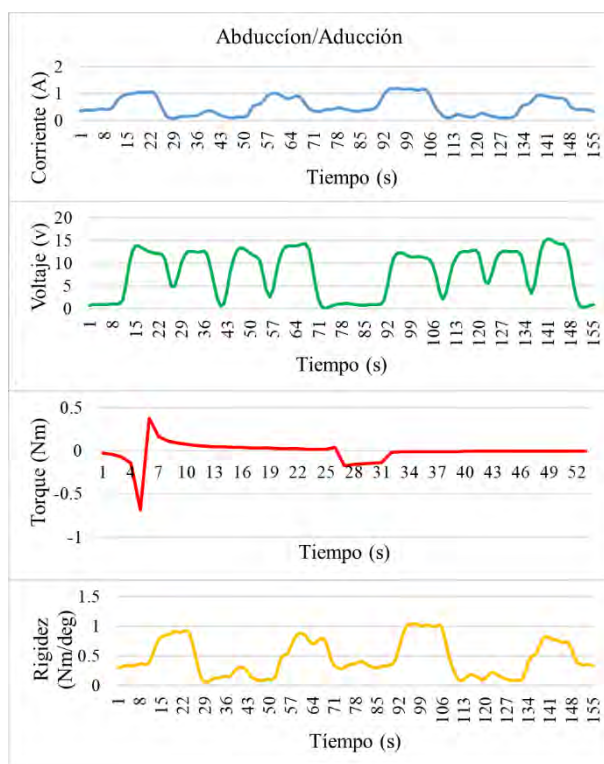


Figura 5.35 Usuario 2 Prueba de Abducción/aducción, parámetros.

Usuario 3

Se realizaron pruebas físicas para evaluar la rigidez articular en un usuario sano con un nivel de actividad física bajo. El paciente es diestro y no presenta antecedentes de lesiones músculoesqueléticas que pudieran interferir en la evaluación. Durante la exploración, los

parámetros se mantuvieron dentro de rangos considerados normales, sin evidencia de limitaciones en el rango de movimiento ni resistencia anormal al desplazamiento pasivo.

Los valores obtenidos se presentan en las Tablas 5.18 y 5.19. En el pie derecho, el torque máximo se registró en dorsiflexión con 1.54 Nm y una rigidez de 7.91 Nm/deg, mientras que en el pie izquierdo fue de 1.42 Nm con una rigidez de 7.02 Nm/deg, lo que representa una diferencia menor a 1 Nm/deg. En plantarflexión se obtuvieron valores de 7.07 Nm/deg para el pie derecho y 6.36 Nm/deg para el pie izquierdo, manteniéndose una relación simétrica en ambos segmentos. En los movimientos de abducción y aducción, los valores de rigidez del pie derecho fueron de 5.62 y 5.40 Nm/deg, mientras que en el pie izquierdo fueron de 6.02 y 7.43 Nm/deg, respectivamente.

En la Figura 5.36 se muestran las gráficas correspondientes a los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión. La corriente presenta picos definidos durante cada ejecución, alcanzando valores cercanos a 4 A, mientras que en reposo se mantiene alrededor de 0.2 A. El voltaje se estabiliza en torno a los 14 V, con incrementos puntuales durante los momentos de mayor esfuerzo. El torque alcanza valores de hasta 0.15 Nm y evidencia ligera caída al avanzar la prueba. La rigidez estimada se encuentra en el rango de 7 a 8 Nm/deg durante la ejecución de los movimientos, descendiendo a valores mínimos cercanos a cero en reposo.

La Figura 5.38 refleja los resultados obtenidos en los movimientos de abducción y aducción. En este caso, la corriente se mantiene con picos máximos de 1.5 A, lo que indica una menor exigencia eléctrica en comparación con el plano sagital. El voltaje se mantiene cercano a los 13 V, con variaciones suaves que acompañan los momentos de activación. El torque se estabiliza alrededor de 0.05 Nm tras los primeros instantes de movimiento, mientras que la rigidez calculada presenta valores entre 5 y 7 Nm/deg en la fase de máxima amplitud, disminuyendo en estado de reposo.

De manera comparativa, se observa que los movimientos en el plano sagital (dorsiflexión y plantarflexión) demandan mayores esfuerzos de corriente y torque, alcanzando rigideces más elevadas, mientras que los movimientos en el plano frontal (abducción y aducción) presentan exigencias menores, con rigideces en rangos intermedios. Este comportamiento confirma la influencia de los mecanismos de transmisión, donde el uso del tornillo tipo Acme en los movimientos sagitales genera mayor fricción y, por ende, un mayor requerimiento energético, mientras que el tornillo de bolas en los movimientos frontales reduce la fricción y favorece un desplazamiento más eficiente.

Tabla 5.18 Usuario 3 Pie derecho.

Peso (kg)	2.4				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.54	1.32	15	12.41	7.91
Plantarflexión	1.35	1.18	14	10.97	7.07
Abducción	1.19	1.05	14	9.72	5.62
Aducción	1.04	0.93	14	8.5	5.4

Tabla 5.19 Usuario 3 Pie izquierdo.

Peso (kg)	2.4				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.42	1.23	13	11.52	7.02
Plantarflexión	1.26	1.11	14	10.26	6.36
Abducción	1.24	1.09	13	10.12	6.02
Aducción	1.30	1.13	13	10.53	7.43

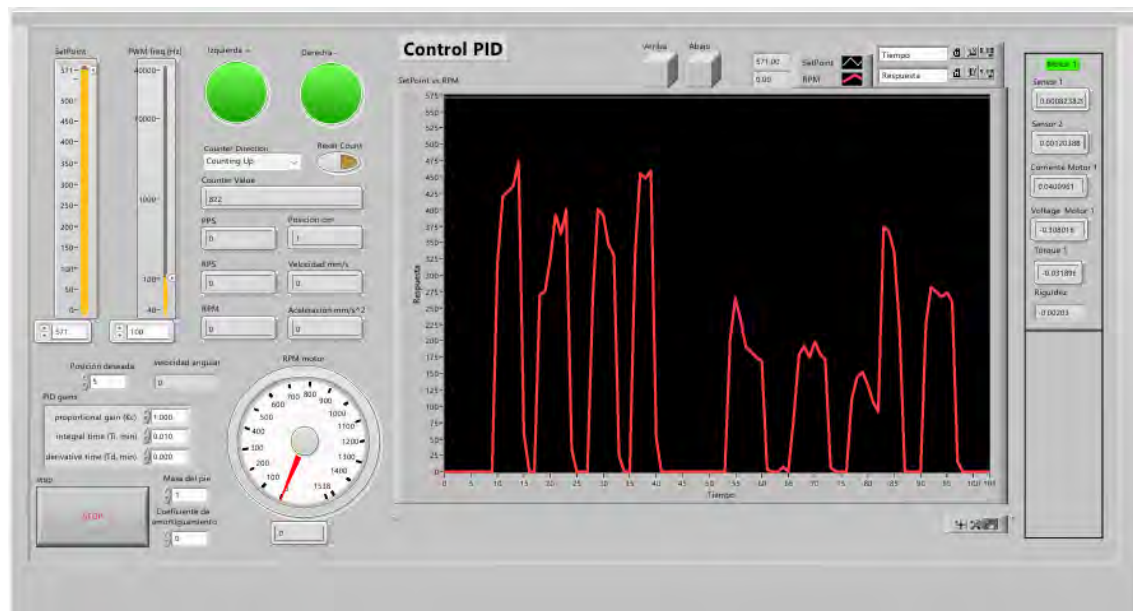


Figura 5.36 Usuario 3 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión.

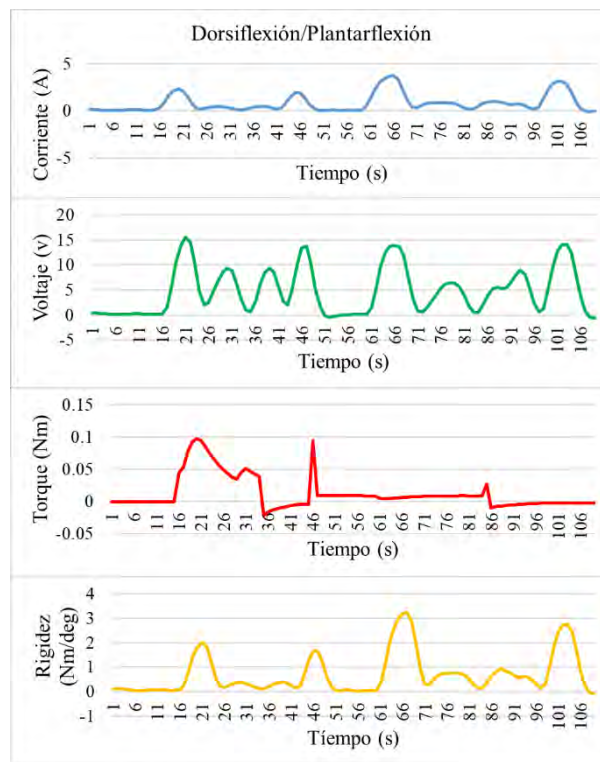


Figura 5.37 Usuario 3 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión, parámetros.

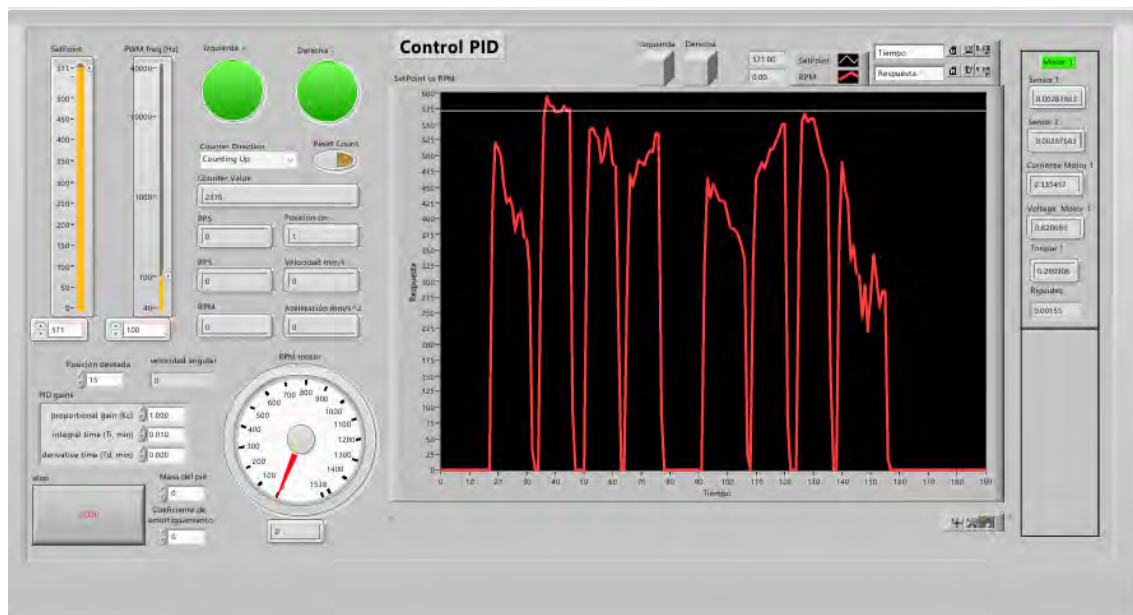


Figura 5.38 Usuario 3 Prueba de Abducción/aducción.

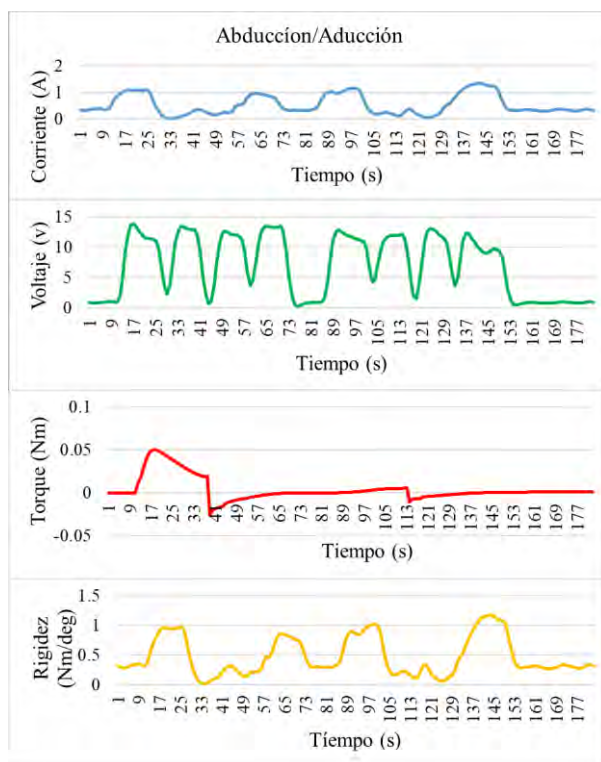


Figura 5.39 Usuario 3 Prueba de Abducción/aducción, parámetros.

Usuario 4

Se realizaron pruebas físicas para la evaluación de la rigidez articular en un usuario sano con un nivel de actividad física moderado. El paciente es zurdo y no presenta antecedentes de lesiones músculoesqueléticas que pudieran interferir en la evaluación. Durante la exploración, los parámetros articulares se mantuvieron dentro de rangos normales en ambos pies. El rango de movimiento fue completo en todas las articulaciones evaluadas, sin evidencia de limitaciones, dolor ni resistencia anormal al desplazamiento pasivo.

Los valores obtenidos se presentan en las Tablas 5.20 y 5.21. En el pie derecho, el torque máximo se alcanzó en plantarflexión con 1.56 Nm y una rigidez de 8.65 Nm/deg, mientras que en dorsiflexión se registró un valor de 1.52 Nm con 7.74 Nm/deg. En el pie izquierdo, los valores fueron de 1.53 Nm con 7.89 Nm/deg en dorsiflexión y 1.39 Nm con 7.34 Nm/deg en plantarflexión. La diferencia de rigidez entre ambas extremidades en los movimientos sagitales fue menor a 1.5 Nm/deg, lo que refleja un comportamiento relativamente simétrico. Para los movimientos en el plano frontal, los valores de rigidez en el pie derecho fueron de 5.80 y 5.24 Nm/deg en abducción y aducción, respectivamente, mientras que en el pie izquierdo se obtuvieron valores de 5.24 y 6.83 Nm/deg.

En la Figura 5.40 se presentan las gráficas correspondientes a los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión. La corriente evidencia picos definidos durante cada ejecución, alcanzando valores máximos de aproximadamente 4 A, mientras que en reposo se mantiene cercana a 0.1 A. El voltaje se conserva alrededor de los 14 V, con incrementos puntuales asociados a las fases de mayor esfuerzo. El torque muestra valores iniciales cercanos a 0.15

Nm con una ligera tendencia decreciente durante la prueba. La rigidez estimada presenta valores entre 7 y 9 Nm/deg durante los movimientos, reduciéndose a valores mínimos próximos a cero en reposo.

Por su parte, la Figura 5.42 muestra los resultados obtenidos en los movimientos de abducción y aducción. En este caso, la corriente se mantuvo con picos menores, alcanzando máximos de 1.2 A. El voltaje se mantiene estable en torno a 14 V, mostrando variaciones leves durante la activación. El torque se estabiliza después de los primeros instantes, con valores cercanos a 0.05 Nm. La rigidez calculada osciló entre 5 y 7 Nm/deg, observándose que la estimación se concentra en la fase de máxima amplitud del movimiento.

En términos comparativos, los movimientos en el plano sagital (dorsiflexión y plantarflexión) demandaron mayores esfuerzos eléctricos y mecánicos, alcanzando rigideces más elevadas, mientras que los movimientos en el plano frontal (abducción y aducción) presentaron valores intermedios. Este comportamiento responde a la influencia de los elementos de transmisión: el tornillo tipo Acme en los movimientos sagitales introduce mayor fricción y, en consecuencia, requiere mayores demandas de corriente y torque, mientras que el tornillo de bolas en los movimientos frontales reduce la fricción y favorece una ejecución más eficiente.

Tabla 5.20 Usuario 4 Pie derecho.

Peso (kg)	2.2				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.52	1.30	15	12.24	7.74
Plantarflexión	1.56	1.34	15	12.55	8.65
Abducción	1.22	1.07	14	9.9	5.8
Aducción	1.02	0.91	15	8.34	5.24

Tabla 5.21 Usuario 4 Pie izquierdo.

Peso (kg)	2.2				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.53	1.32	14	12.39	7.89
Plantarflexión	1.39	1.20	13	11.24	7.34
Abducción	1.14	1.01	14	9.34	5.24
Aducción	1.22	1.07	14	9.93	6.83

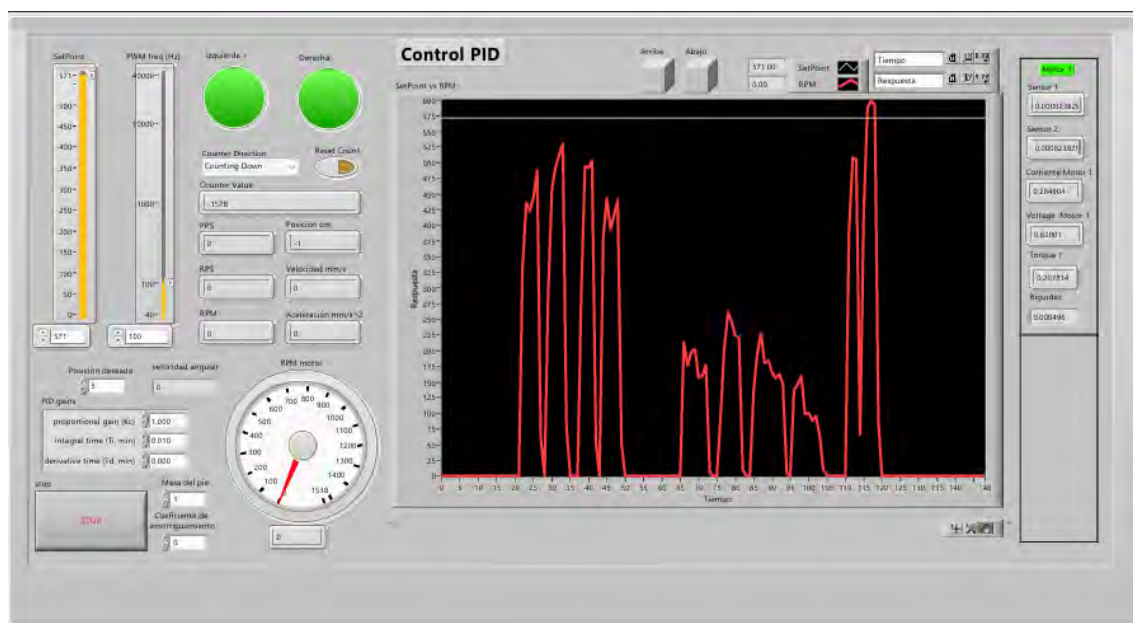


Figura 5.40 Usuario 4 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión.

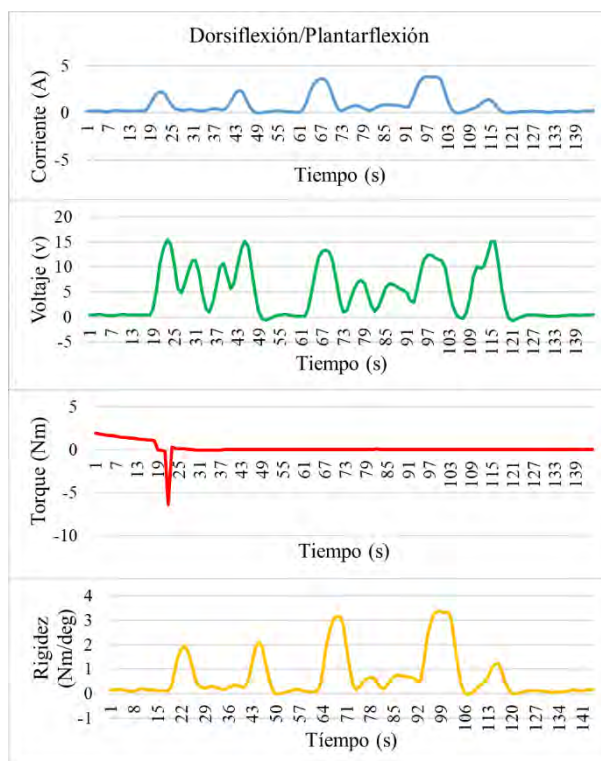


Figura 5.41 Usuario 4 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión parámetros.

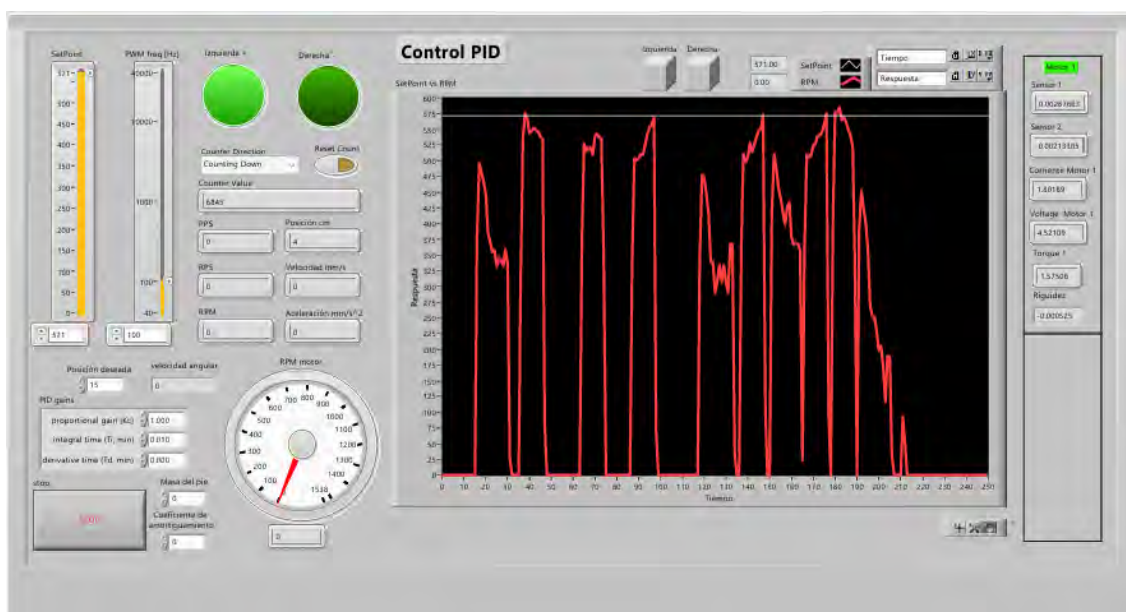


Figura 5.42 Usuario 4 Prueba de Abducción/aducción.

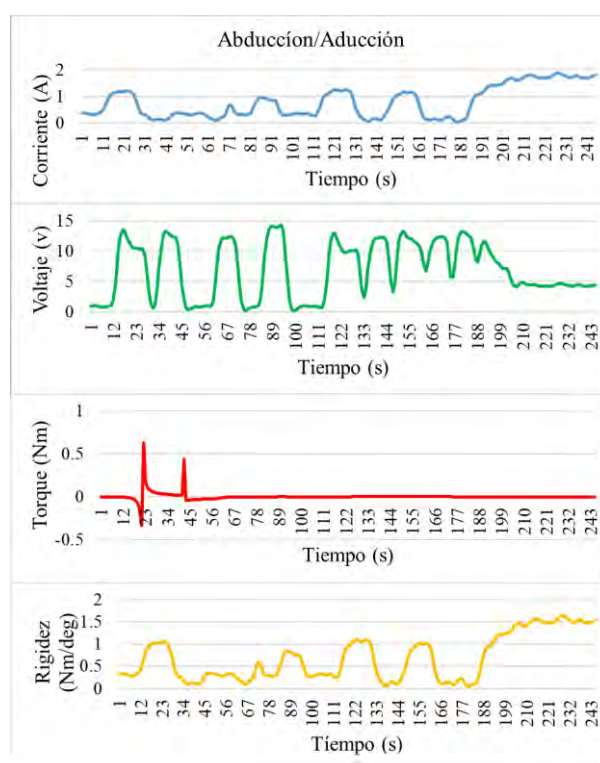


Figura 5.43 Usuario 4 Prueba de Abducción/aducción, parámetros.

Usuario 5

Se llevaron a cabo pruebas físicas para la evaluación de rigidez articular en un usuario sano con un nivel de actividad física alto y con rutina regular de levantamiento de pesas. El paciente es diestro y presenta antecedentes de un esguince en el tobillo derecho, previamente tratado. Durante la evaluación no se identificaron signos de rigidez ni limitaciones funcionales, y los parámetros articulares se encontraron dentro de rangos normales en movilidad. La articulación previamente lesionada mostró un comportamiento similar al pie contralateral, lo que indica una recuperación funcional completa.

Los resultados cuantitativos se presentan en las Tablas 5.22 y 5.23. En el pie derecho, durante dorsiflexión se alcanzó un torque máximo de 1.41 Nm con una rigidez de 6.91 Nm/deg, mientras que en el pie izquierdo los valores fueron de 1.47 Nm y 7.42 Nm/deg para el mismo movimiento. En plantarflexión, el pie derecho registró 1.31 Nm y 6.76 Nm/deg, y el pie izquierdo 1.26 Nm y 6.36 Nm/deg. En los movimientos laterales, los valores de rigidez en abducción y aducción fueron de 7.07 y 7.29 Nm/deg en el pie derecho, frente a 5.69 y 6.13 Nm/deg en el pie izquierdo. Estas diferencias se mantienen dentro de un rango esperado y pueden estar asociadas a la lateralidad y al nivel de actividad física del usuario.

En la Figura 5.44, correspondiente a la interfaz de control tipo PID durante dorsiflexión y plantarflexión, se distinguen picos definidos en la señal, cada uno relacionado con la ejecución de los movimientos y con descensos marcados al retornar la plataforma a la posición inicial. La Figura 5.45 muestra los parámetros eléctricos y mecánicos, donde la corriente alcanzó valores de hasta 3.5 A en la fase activa y se mantuvo cerca de 0 A en reposo. El torque se mantuvo en un rango de 0.1 a 0.3 Nm, mientras que la rigidez mostró picos entre 6 y 8 Nm/deg, reduciéndose a valores cercanos a cero en los intervalos de reposo.

En la Figura 5.46, correspondiente a los movimientos de abducción y aducción, la interfaz de control evidenció oscilaciones regulares relacionadas con cada ejecución. La Figura 5.47 presenta los parámetros eléctricos y mecánicos: la corriente alcanzó picos máximos de 1.3 A, el voltaje se mantuvo en torno a 12 a 15 V, y el torque se mantuvo bajo, en un rango de 0.02 a 0.05 Nm, reflejando un menor esfuerzo mecánico en este plano. La rigidez, sin embargo, mostró valores estables con picos de entre 5 y 7 Nm/deg, lo que evidencia la capacidad del sistema para capturar de manera consistente la respuesta articular en estos movimientos.

En conjunto, los resultados del Usuario 5 muestran que los movimientos sagitales (dorsiflexión y plantarflexión) demandaron mayores niveles de corriente, voltaje y torque, lo que se tradujo en rigideces más elevadas. En los movimientos del plano frontal (abducción y aducción) se registraron menores exigencias eléctricas y mecánicas, pero con rigideces igualmente significativas, particularmente en el pie derecho. Estos hallazgos reflejan un perfil articular saludable, consistente con una recuperación completa tras la lesión previa y con el nivel de actividad física del usuario.

Tabla 5.22 Usuario 5 Pie derecho.

Peso (kg)	2.3				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.41	1.22	15	11.41	6.91
Plantarflexión	1.31	1.15	15	10.66	6.76
Abducción	1.38	1.20	15	11.17	7.07
Aducción	1.28	1.12	12	10.39	7.29

Tabla 5.23 Usuario 5 Pie izquierdo.

Peso (kg)	2.3				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.47	1.27	14	11.92	7.42
Plantarflexión	1.26	1.11	14	10.26	6.36
Abducción	1.20	1.06	14	9.79	5.69
Aducción	1.13	1.00	14	9.23	6.13

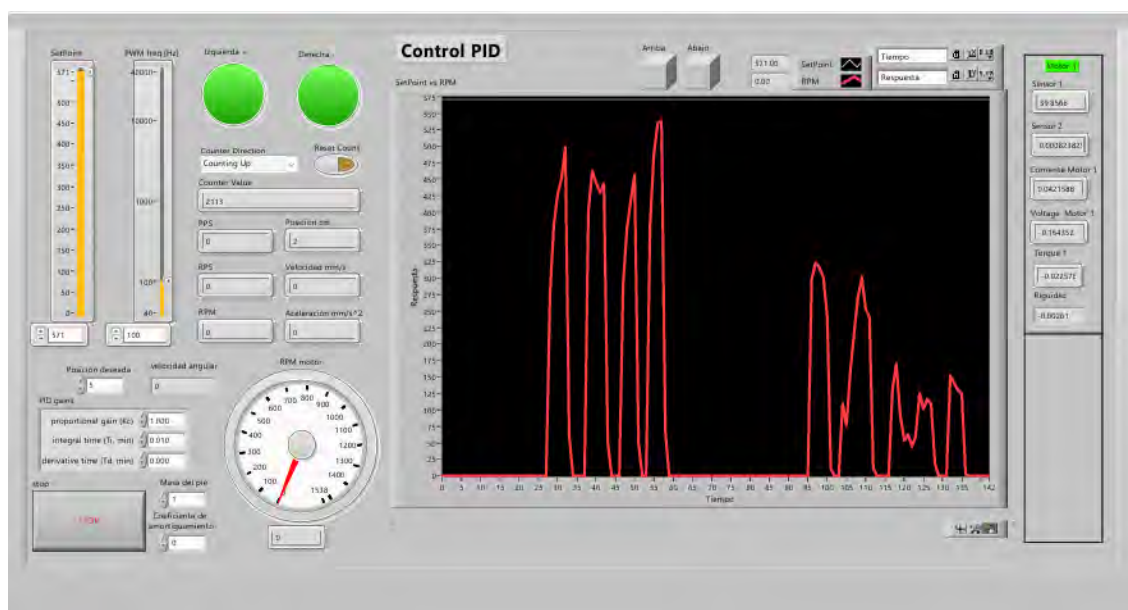


Figura 5.44 Usuario 5 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión.

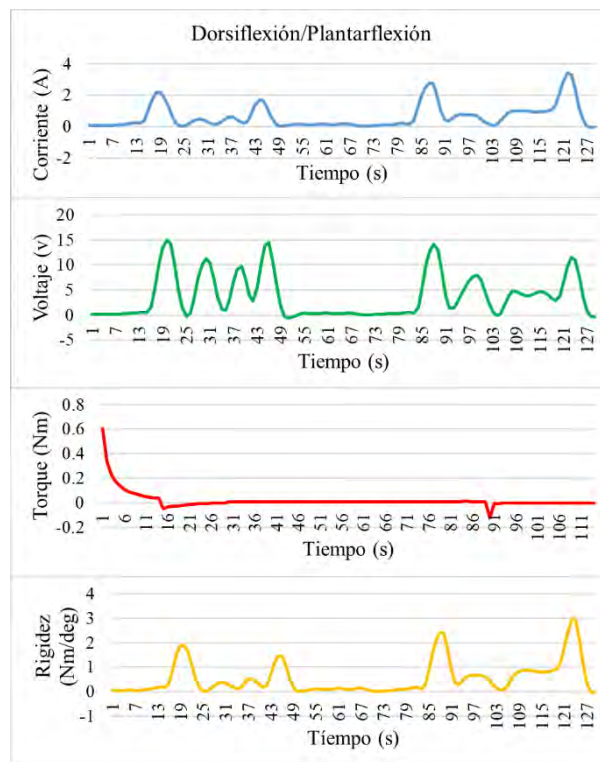


Figura 5.45 Usuario 5 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión, parámetros.

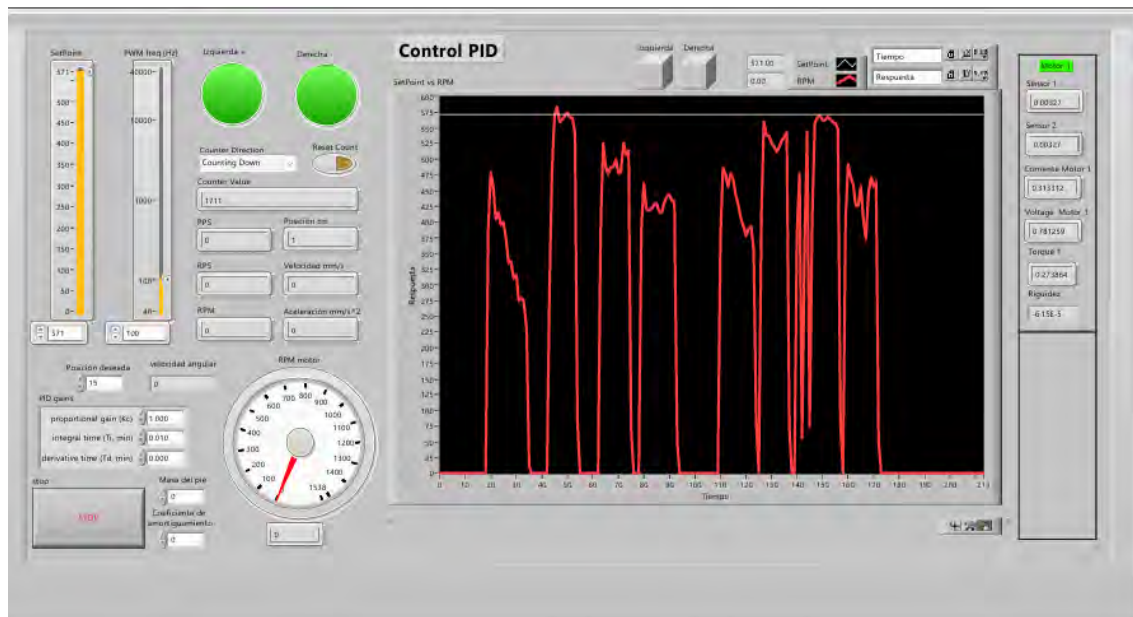


Figura 5.46 Usuario 5 Prueba de Abducción/aducción.

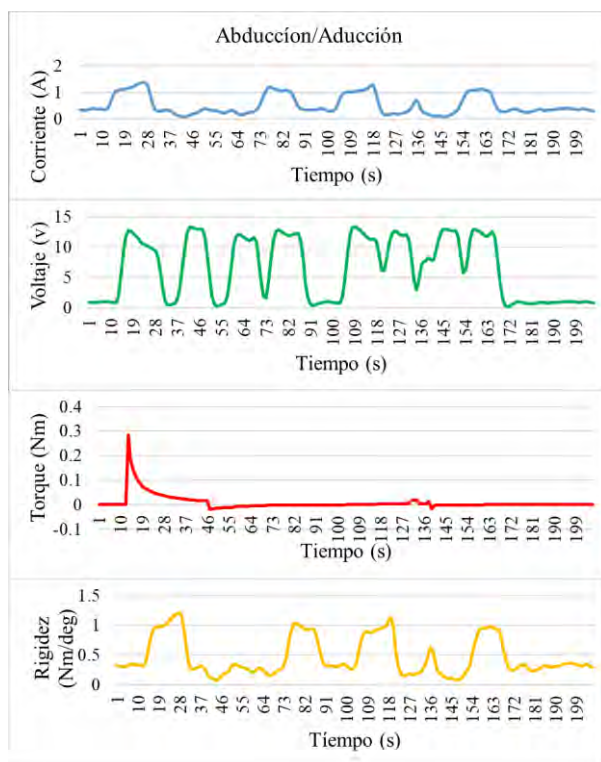


Figura 5.47 Usuario 5 Prueba de Abducción/aducción, parámetros.

Usuario 6

Se realizaron pruebas físicas para la evaluación de la rigidez articular en un usuario sano con un estilo de vida sedentario y sin práctica regular de actividad física. El paciente es diestro y no presenta antecedentes de lesiones en la articulación del tobillo ni en otras estructuras músculoesqueléticas. Durante la evaluación, los parámetros articulares se mantuvieron dentro de rangos normales. A pesar de la ausencia de actividad física habitual, el rango de movimiento fue adecuado y sin signos de rigidez, dolor o limitación durante la exploración.

Los resultados se presentan en las Tablas 5.24 y 5.25. En el pie derecho, durante dorsiflexión, se registró un torque máximo de 1.49 Nm con una rigidez estimada de 7.51 Nm/deg, mientras que en el pie izquierdo los valores fueron de 1.42 Nm y 7.02 Nm/deg, respectivamente. En plantarflexión, el pie derecho alcanzó 1.38 Nm y 7.31 Nm/deg, frente a 1.26 Nm y 6.36 Nm/deg en el pie izquierdo. En los movimientos laterales, los resultados mostraron rigideces de 6.44 y 6.28 Nm/deg en abducción y aducción del pie derecho, y de 6.02 y 7.43 Nm/deg en el pie izquierdo. Estos valores reflejan un comportamiento estable y equilibrado entre ambas extremidades.

En la Figura 5.48, correspondiente a la interfaz de control tipo PID para dorsiflexión y plantarflexión, se distinguen picos regulares en cada ejecución y descensos en los periodos de reposo. La Figura 5.49, que muestra los parámetros eléctricos y mecánicos, evidencia que la corriente alcanzó valores máximos cercanos a 2A, manteniéndose alrededor de 0.3 A en

reposo. El voltaje presentó de 8 a 15 V en los momentos de esfuerzo y se estabilizó en torno a 12 V durante los periodos de reposo. El torque mostró valores bajos en el rango de 0.1 a 0.3 Nm, mientras que la rigidez alcanzó picos de 7 a 8 Nm/deg, reduciéndose a valores próximos a cero en reposo.

En la Figura 5.50, que corresponde a los movimientos en el plano frontal (abducción y aducción), se observaron oscilaciones regulares asociadas a cada ejecución. La Figura 5.51 muestra que la corriente alcanzó valores máximos de 1 A, mientras que el voltaje se mantuvo con un patrón oscilatorio alrededor de 8 a 15 V. El torque se registró en un rango bajo de 0.02 a 0.05 Nm, y la rigidez presentó valores estables con picos de entre 6 y 7 Nm/deg en cada ejecución.

En conjunto, los resultados del Usuario 6 indican que los movimientos sagitales (dorsiflexión y plantarflexión) demandaron mayores esfuerzos eléctricos y mecánicos en comparación con los movimientos en el plano frontal (abducción y aducción). Sin embargo, ambos planos mostraron rigideces dentro de rangos normales, reflejando una movilidad articular adecuada en un individuo sedentario sin antecedentes de lesión.

Tabla 5.24 Usuario 6 Pie derecho.

Peso (kg)	2.4				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.49	1.28	15	12.01	7.51
Plantarflexión	1.38	1.20	9	11.21	7.31
Abducción	1.30	1.13	15	10.54	6.44
Aducción	1.15	1.02	8	9.38	6.28

Tabla 5.25 Usuario 6 Pie izquierdo

Peso (kg)	2.4				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.42	1.23	14	11.52	7.02
Plantarflexión	1.26	1.11	12	10.26	6.36
Abducción	1.24	1.09	15	10.12	6.02
Aducción	1.30	1.13	15	10.53	7.43

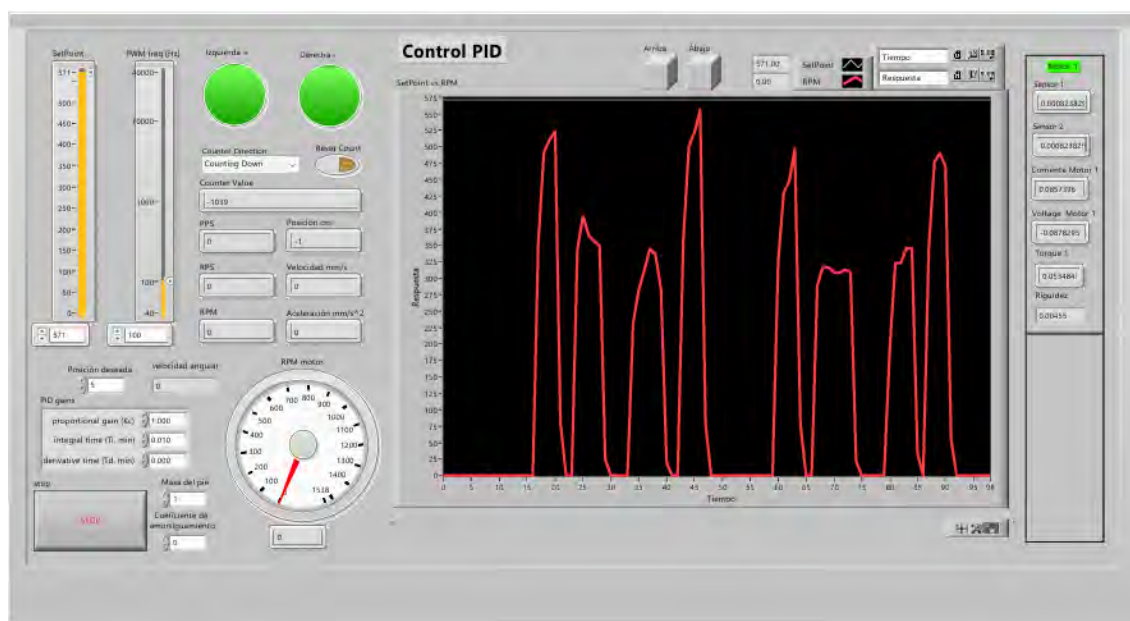


Figura 5.48 Usuario 6 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión.

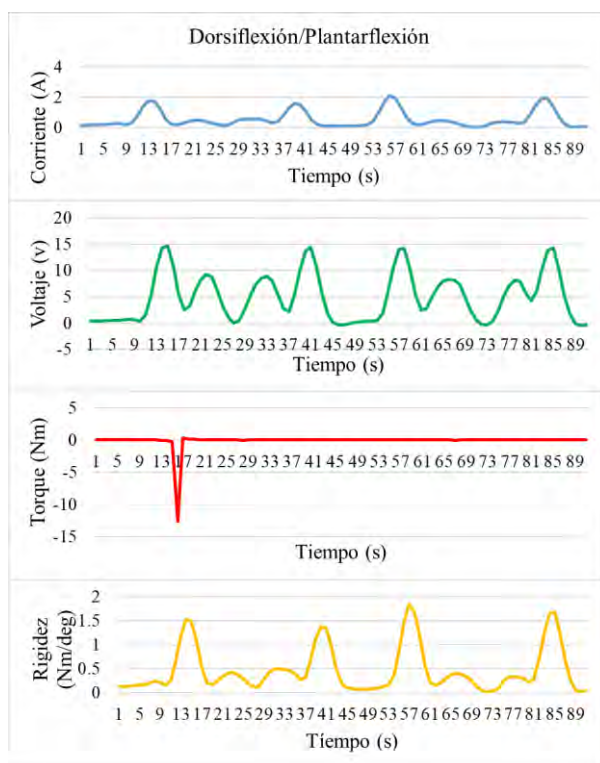


Figura 5.49 Usuario 6 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión, parámetros.

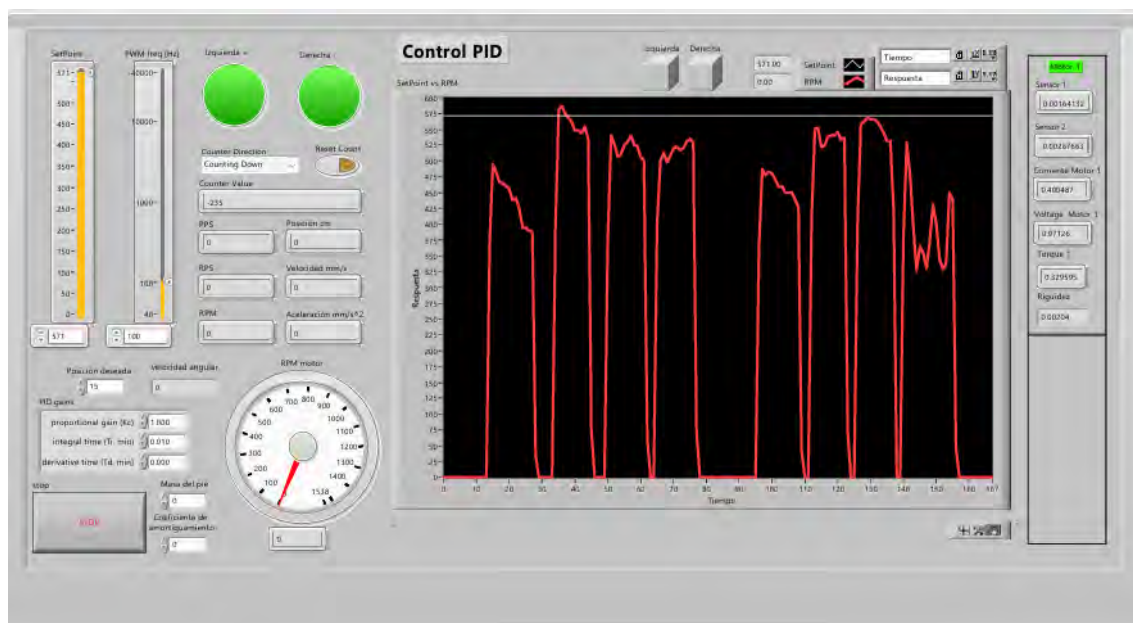


Figura 5.50 Usuario 6 Prueba de Abducción/aducción.

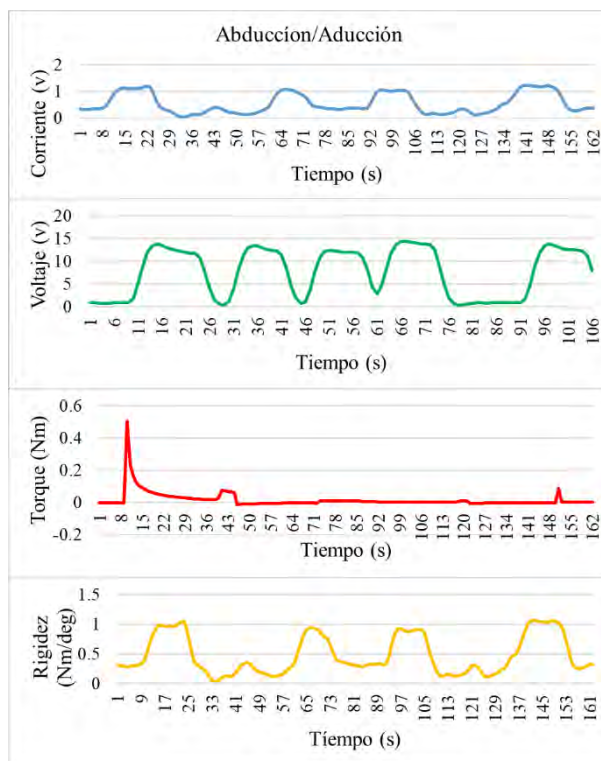


Figura 5.51 Usuario 6 Prueba de Abducción/aducción, parámetros.

Usuario 7

Se realizaron pruebas físicas con el objetivo de evaluar la rigidez articular en un usuario de edad media avanzada, clínicamente sano y sin práctica regular de actividad física. El paciente es diestro y presenta antecedentes de una lesión previa en la articulación del tobillo. Durante la evaluación, los parámetros se mantuvieron dentro de rangos normales y, en algunos casos, levemente elevados en cuanto a movilidad articular. La articulación previamente lesionada no mostró signos de rigidez, limitación funcional ni alteraciones en los movimientos pasivos o activos, lo que indica una adecuada recuperación y conservación de la movilidad pese a la edad y a la ausencia de ejercicio regular.

Los resultados cuantitativos se presentan en las Tablas 5.26 y 5.27. En el pie derecho, durante dorsiflexión, se alcanzó un torque máximo de 1.65 Nm con una rigidez estimada de 8.76 Nm/deg, mientras que en el pie izquierdo los valores fueron ligeramente superiores, con 1.77 Nm y 9.73 Nm/deg. En plantarflexión, la rigidez fue de 9.12 Nm/deg en el pie derecho y 8.51 Nm/deg en el pie izquierdo, valores que reflejan un desempeño funcional adecuado en ambos pies. Para los movimientos laterales, el pie derecho presentó rigideces de 6.76 Nm/deg en abducción y 7.06 Nm/deg en aducción, mientras que en el pie izquierdo se obtuvieron valores de 6.20 Nm/deg y 7.21 Nm/deg, respectivamente.

En la Figura 5.52, correspondiente a la interfaz de control tipo PID para los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión, se distinguen picos definidos en la señal que representan cada ejecución, con intervalos de reposo entre movimientos. La Figura 5.53 muestra los parámetros eléctricos y mecánicos: la corriente alcanzó picos de hasta 2 A, descendiendo a valores cercanos a 0 A en reposo; el voltaje osciló entre 15 V durante la activación, estabilizándose alrededor de 5 V en reposo. El torque se mantuvo en el rango de 0.1 a 0.3 Nm, y la rigidez presentó picos de 8 a 9 Nm/deg, disminuyendo a valores próximos a cero en reposo.

En la Figura 5.54, correspondiente a los movimientos en el plano frontal (abducción y aducción), la señal mostró oscilaciones regulares asociadas a cada ejecución. En la Figura 5.55, la corriente alcanzó valores de hasta 1.6 A, mientras que el voltaje se mantuvo en torno a 15 V con oscilaciones constantes. El torque fue bajo, en el rango de 0.02 a 0.05 Nm, reflejando una menor exigencia mecánica en comparación con los movimientos sagitales. La rigidez osciló entre 6 y 7 Nm/deg, mostrando picos bien definidos en cada ciclo.

En conjunto, los resultados del Usuario 7 evidencian que, a pesar de la edad avanzada y de la ausencia de práctica física regular, la articulación del tobillo mantiene un desempeño funcional favorable. Los valores de rigidez registrados se encuentran dentro de un rango normal e incluso ligeramente altos en comparación con los de usuarios más jóvenes, lo que sugiere un nivel de movilidad preservado y posiblemente asociado a factores individuales de elasticidad articular y recuperación tras la lesión previa.

Tabla 5.26 Usuario 7 Pie derecho.

Peso (kg)	2.2				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.65	1.41	15	13.26	8.76
Plantarflexión	1.62	1.38	16	13.02	9.12
Abducción	1.34	1.17	15	10.86	6.76
Aducción	1.25	1.10	15	10.16	7.06

Tabla 5.27 Usuario 7 Pie izquierdo.

Peso (kg)	2.2				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.77	1.50	15	14.23	9.73
Plantarflexión	1.54	1.32	14	12.41	8.51
Abducción	1.27	1.11	14	10.3	6.2
Aducción	1.27	1.11	14	10.31	7.21

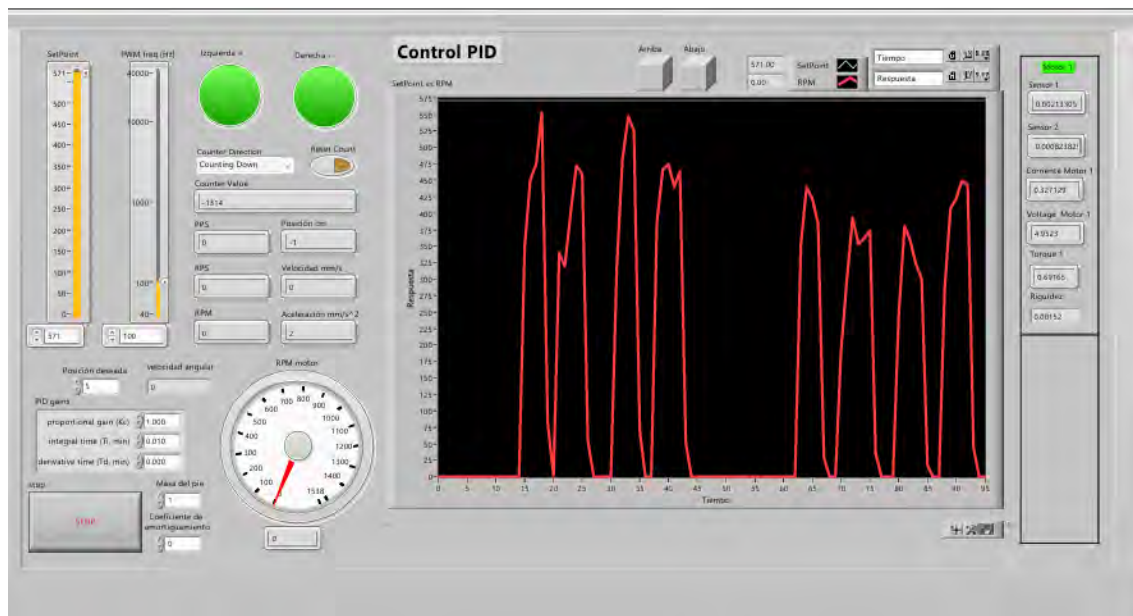


Figura 5.52 Usuario 7 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión.

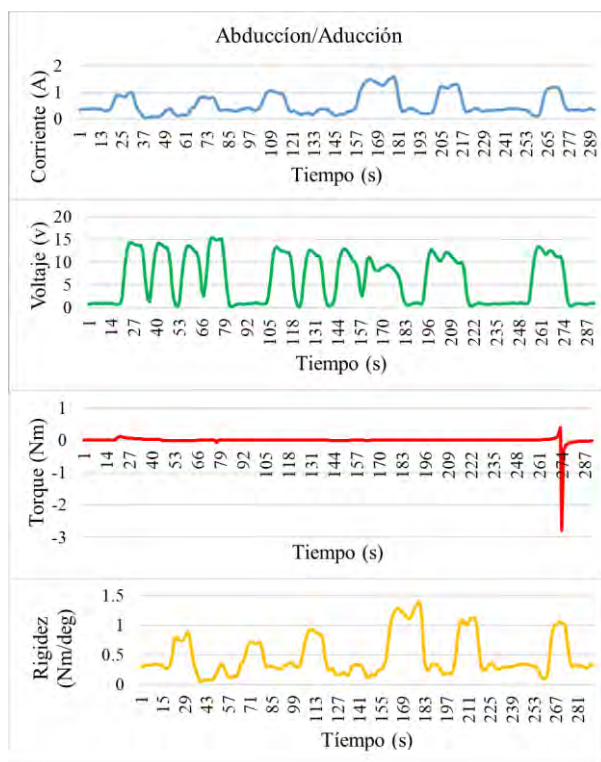


Figura 5.55 Usuario 7 Prueba de Abducción/aducción, parámetros.

Usuario 8

Se realizaron pruebas físicas con el propósito de evaluar la rigidez articular en un usuario sano con actividad física nula. El paciente es zurdo y no presenta antecedentes de lesiones en la articulación del tobillo ni en otras estructuras músculoesqueléticas. Durante la evaluación, los parámetros articulares se mantuvieron dentro de rangos normales y, en algunos casos, con valores elevados en cuanto a movilidad y respuesta al movimiento pasivo. La articulación del tobillo mostró adecuada flexibilidad y ausencia de rigidez, dolor o limitación funcional. A pesar de la falta de práctica regular de ejercicio, los resultados sugieren una movilidad conservada, posiblemente asociada a factores individuales de condición general y ausencia de patologías previas.

Los resultados cuantitativos obtenidos se presentan en las Tablas 5.28 y 5.29. En el pie derecho, durante dorsiflexión, se alcanzó un torque máximo de 1.64 Nm con una rigidez de 8.7 Nm/deg, mientras que en el pie izquierdo los valores fueron de 1.67 Nm y 8.95 Nm/deg, respectivamente. En plantarflexión, el pie derecho registró 1.52 Nm y 8.34 Nm/deg, frente a 1.56 Nm y 8.7 Nm/deg en el pie izquierdo. Para los movimientos laterales, el pie derecho presentó rigideces de 6.06 Nm/deg en abducción y 6.4 Nm/deg en aducción, mientras que el pie izquierdo alcanzó 6.94 Nm/deg y 6.79 Nm/deg, respectivamente. Estos valores reflejan un desempeño biomecánico equilibrado entre ambas extremidades.

En la Figura 5.56, correspondiente a la interfaz de control tipo PID para dorsiflexión y plantarflexión, se observan picos definidos en cada ejecución y caídas pronunciadas al retorno de la plataforma a la posición inicial. La Figura 5.57, que presenta los parámetros

eléctricos y mecánicos, muestra que la corriente alcanzó valores máximos cercanos a 2.3 A, manteniéndose alrededor de 1 A en reposo. El voltaje osciló entre 15 V en los momentos de mayor esfuerzo, estabilizándose en torno a 5 V en los intervalos de reposo. El torque se mantuvo en valores bajos, en un rango de 0.1 a 0.3 Nm, mientras que la rigidez mostró picos de 8 a 9 Nm/deg, descendiendo a valores próximos a cero en reposo.

En la Figura 5.58, correspondiente a los movimientos de abducción y aducción, se identificaron oscilaciones regulares en cada ejecución. La Figura 5.59 muestra que la corriente presentó picos de hasta 1.2 A, el voltaje se mantuvo en torno a 15 V con variaciones regulares, y el torque se registró en un rango bajo, de 0.02 a 0.05 Nm. La rigidez se mantuvo estable, con picos de 6 a 7 Nm/deg en cada ciclo de ejecución.

En conjunto, los resultados del Usuario 8 confirman que, aunque el paciente no realiza actividad física regular, mantiene una movilidad articular adecuada, con valores de torque y rigidez dentro de rangos normales y consistentes en ambos pies. Esto refleja un perfil funcional saludable, con un desempeño biomecánico equilibrado y sin evidencia de rigidez articular.

Tabla 5.28 Usuario 8 Pie derecho.

Peso (kg)	2.2				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.64	1.40	15	13.2	8.7
Plantarflexión	1.52	1.30	10	12.24	8.34
Abducción	1.25	1.10	14	10.16	6.06
Aducción	1.16	1.03	10	9.5	6.4

Tabla 5.29 Usuario 8 Pie izquierdo.

Peso (kg)	2.2				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.67	1.43	14	13.45	8.95
Plantarflexión	1.56	1.34	14	12.6	8.7
Abducción	1.36	1.18	13	11.04	6.94
Aducción	1.21	1.07	13	9.89	6.79

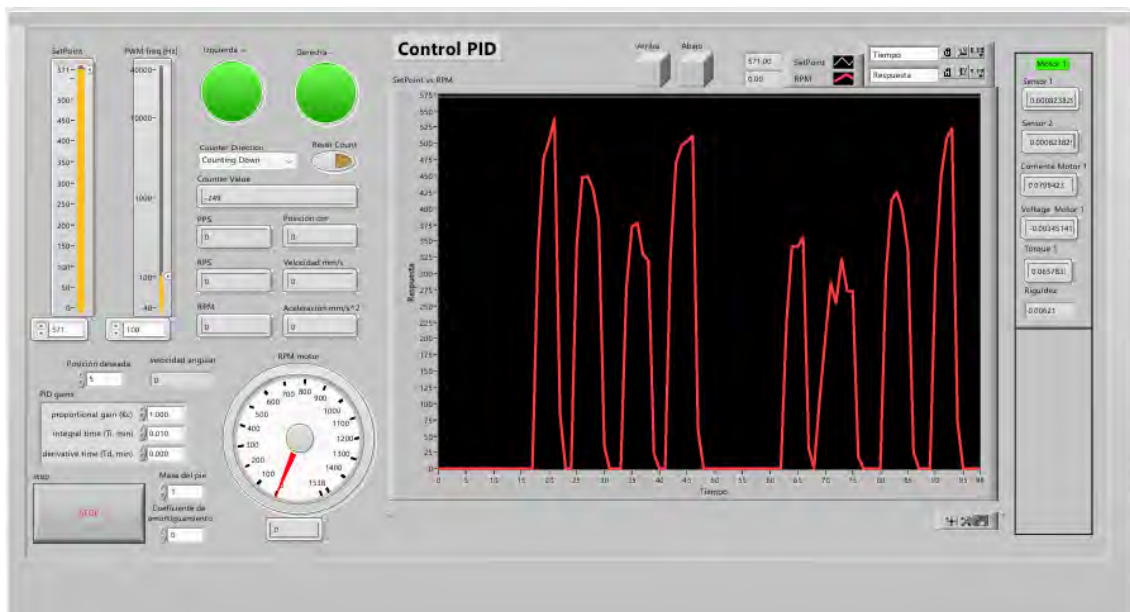


Figura 5.56 Usuario 8 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión.

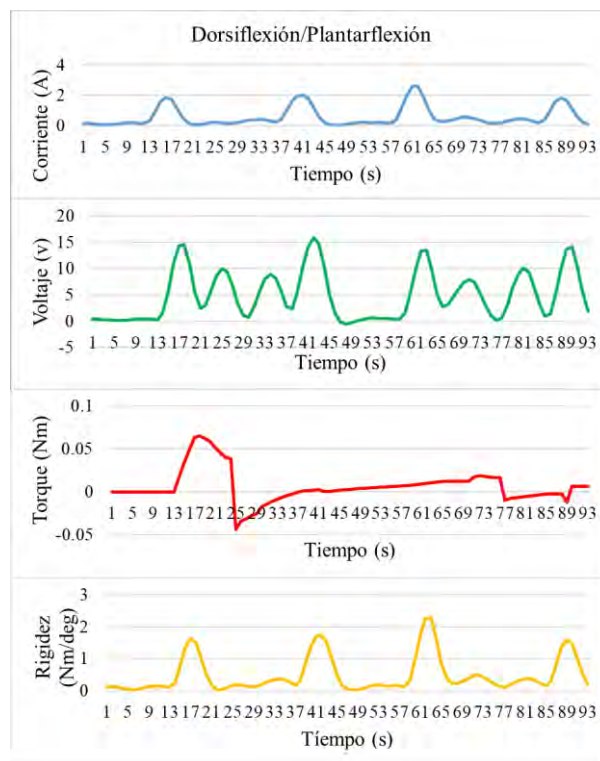


Figura 5.57 Usuario 8 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión, parámetros.

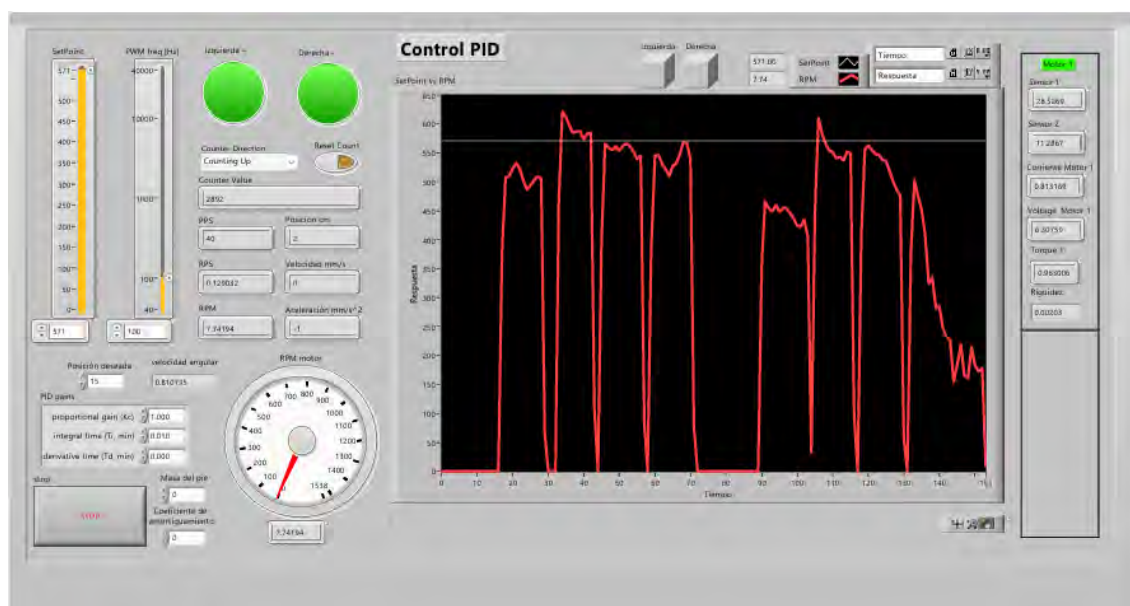


Figura 5.58 Usuario 8 Prueba de Abducción/aducción.

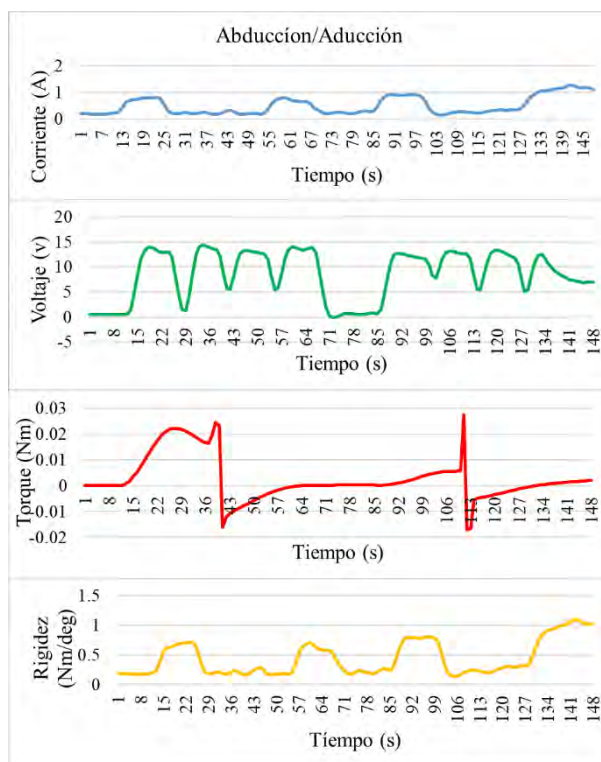


Figura 5.59 Usuario 8 Prueba de Abducción/aducción, parámetros.

Usuario 9

Se llevaron a cabo pruebas físicas orientadas a la evaluación de la rigidez articular en un usuario sano, con actividad física constante y sin antecedentes de lesiones en la articulación del tobillo. El paciente es diestro y mantiene un estilo de vida físicamente activo. Durante la evaluación, la articulación del tobillo mostró parámetros dentro de los rangos normales, con valores altos en movilidad y respuesta al movimiento. No se evidenciaron signos de rigidez, dolor ni restricciones en el rango articular.

Los resultados obtenidos reflejan un buen estado funcional y articular, coherente con el nivel de actividad física del usuario y con la ausencia de lesiones previas. Los datos cuantitativos, consignados en las Tablas 5.30 y 5.31, muestran que, en el pie derecho, durante dorsiflexión, se alcanzó un torque máximo de 1.33 Nm y una rigidez estimada de 6.27 Nm/deg, mientras que en el pie izquierdo los valores fueron de 1.35 Nm y 6.43 Nm/deg para el mismo movimiento. En plantarflexión, el pie derecho registró 1.13 Nm y 5.34 Nm/deg, y el izquierdo 1.19 Nm y 5.79 Nm/deg. Para los movimientos laterales, el pie derecho alcanzó rigideces de 4.29 Nm/deg en abducción y 4.09 Nm/deg en aducción, mientras que el pie izquierdo obtuvo 4.88 Nm/deg y 4.44 Nm/deg, respectivamente. Estos valores reflejan un desempeño biomecánico homogéneo y consistente entre ambas extremidades.

En la Figura 5.60, correspondiente a la interfaz de control tipo PID durante dorsiflexión y plantarflexión, se aprecian picos bien definidos en cada ejecución, con caídas en los periodos de reposo. La Figura 5.61 presenta los parámetros eléctricos y mecánicos: la corriente alcanzó valores cercanos a 3.8 A durante la activación y se mantuvo en torno a 0 A en reposo. El voltaje osciló entre 10 y 14 V en los momentos de esfuerzo, estabilizándose en aproximadamente 5 V en reposo. El torque se mantuvo bajo, en un rango de 0.1 a 0.3 Nm, mientras que la rigidez alcanzó picos entre 6 y 7 Nm/deg, reduciéndose a valores próximos a cero durante los intervalos sin movimiento.

En la Figura 5.62, correspondiente a los movimientos de abducción y aducción, la señal reflejó oscilaciones regulares asociadas a cada ejecución. La Figura 5.63 muestra que la corriente alcanzó valores máximos de 1.4 A, mientras que el voltaje se mantuvo estable alrededor de 14 V con variaciones en cada ciclo. El torque se mantuvo en un rango bajo, cercano a 0.02–0.05 Nm, y la rigidez mostró picos de 4 a 5 Nm/deg, confirmando la consistencia de la respuesta articular en estos movimientos.

En conjunto, los resultados del Usuario 9 evidencian un desempeño biomecánico saludable y estable, con un patrón de movilidad adecuado y valores de rigidez dentro de rangos normales. La consistencia entre ambos pies y la ausencia de diferencias significativas refuerzan el perfil funcional esperado en un individuo físicamente activo y sin antecedentes de lesión en el tobillo.

Tabla 5.30 Usuario 9 Pie derecho.

Peso (kg)	2.4				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.33	1.16	15	10.77	6.27
Plantarflexión	1.13	1.00	15	9.24	5.34
Abducción	1.02	0.92	15	8.39	4.29
Aducción	0.87	0.80	15	7.19	4.09

Tabla 5.31 Usuario 9 Pie izquierdo.

Peso (kg)	2.4				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.35	1.17	13	10.93	6.43
Plantarflexión	1.19	1.05	14	9.69	5.79
Abducción	1.10	0.98	14	8.98	4.88
Aducción	0.91	0.83	14	7.54	4.44

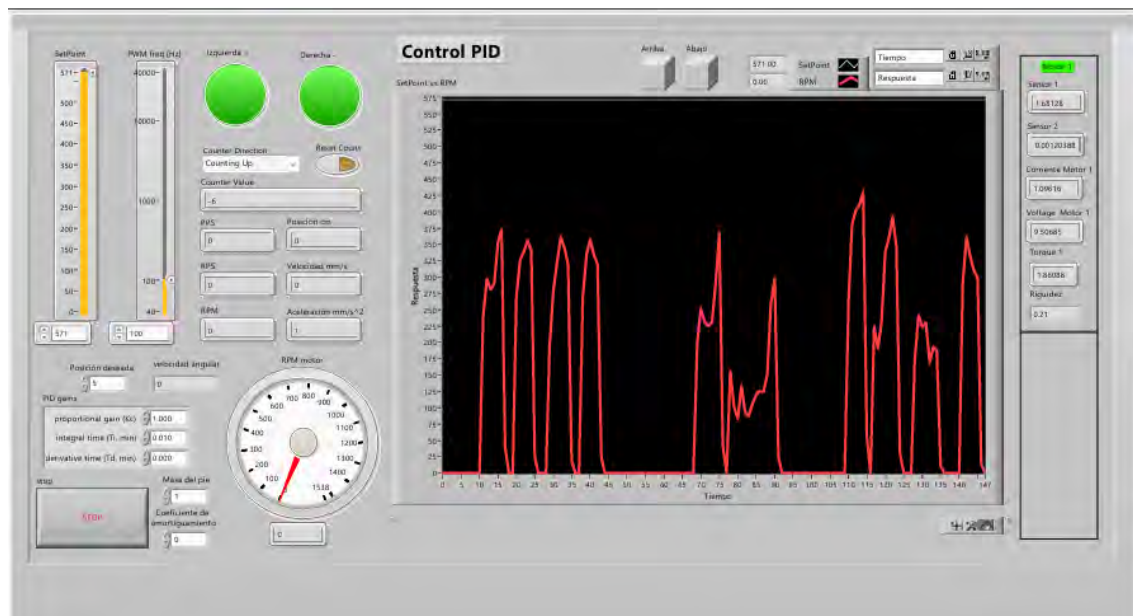


Figura 5.60 Usuario 9 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión.

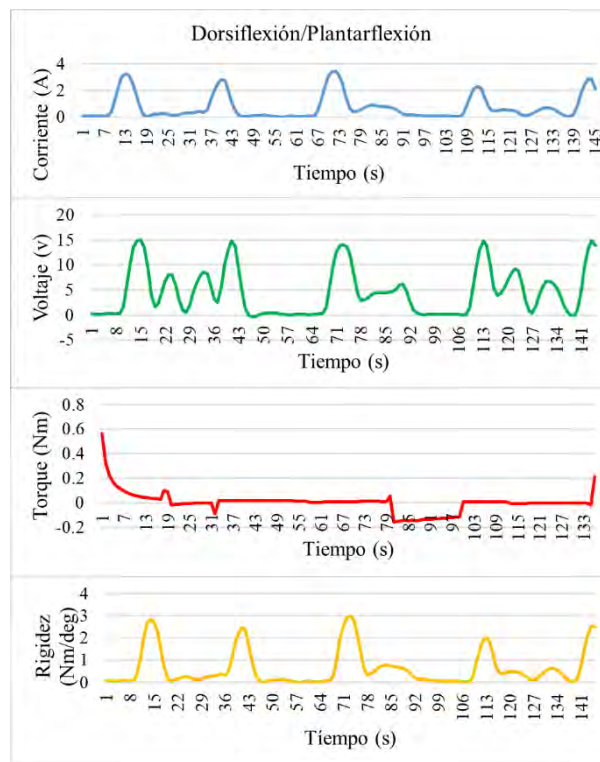


Figura 5.61 Usuario 9 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión, parámetros.

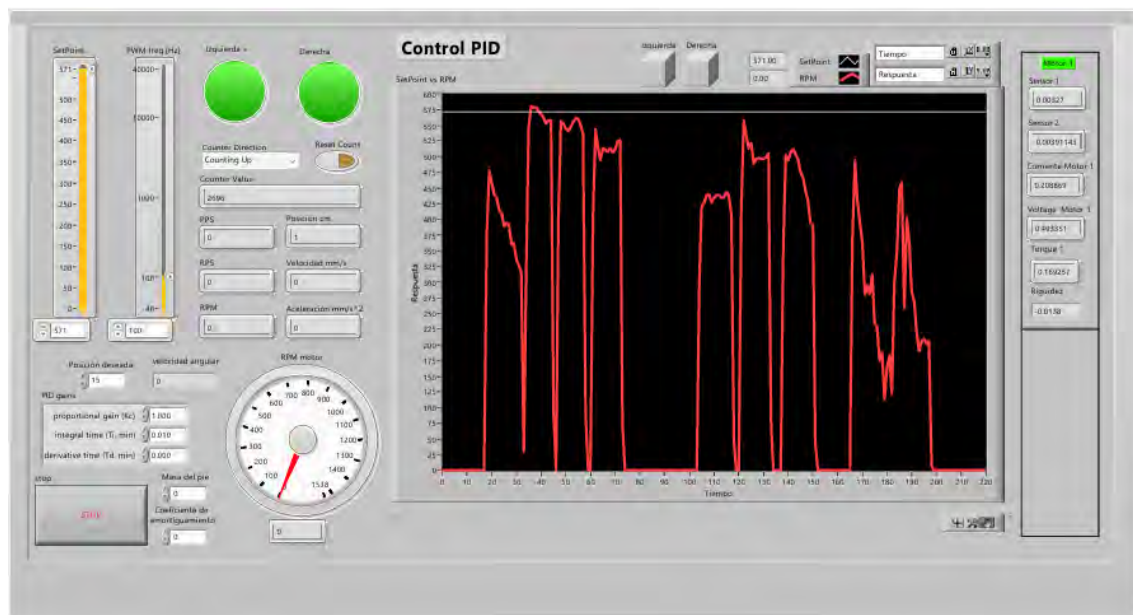


Figura 5.62 Usuario 9 Prueba de Abducción/aducción.

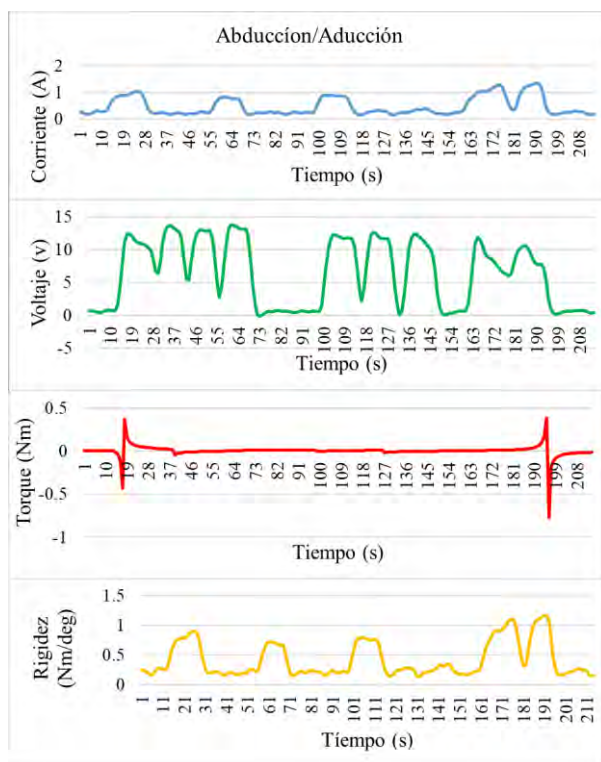


Figura 5.63 Usuario 9 Prueba de Abducción/aducción, parámetros.

Usuario 10

Se realizaron pruebas físicas para la evaluación de la rigidez articular en un usuario sano, con un alto nivel de actividad física, caracterizado por la práctica constante de natación y ciclismo. Este tipo de actividades favorecen la movilidad, flexibilidad y estabilidad articular, lo cual se reflejó claramente en los parámetros obtenidos durante las pruebas. El paciente es diestro, no presenta antecedentes de lesiones en la articulación del tobillo y durante la evaluación no se identificaron signos de rigidez, dolor o limitaciones funcionales.

Los registros de dorsiflexión y plantarflexión (Figuras 5.64 y 5.65) muestran un comportamiento estable en las curvas de corriente y voltaje, con picos definidos en los momentos de ejecución de los movimientos. Estos incrementos se corresponden con la activación muscular y la respuesta mecánica del dispositivo durante el esfuerzo articular. En cuanto al torque, se registraron valores máximos de 1.49 Nm en el pie derecho y 1.56 Nm en el pie izquierdo, con rigideces estimadas de 7.57 Nm/deg y 8.08 Nm/deg, respectivamente. Estos valores indican una respuesta simétrica y equilibrada entre ambos tobillos, sugiriendo un desempeño articular óptimo.

En los movimientos de abducción y aducción (Figuras 5.66 y 5.67), las gráficas reflejan igualmente picos regulares de activación, con corrientes que se mantienen en un rango estable cercano a 1 A y voltajes de aproximadamente 14 V. El torque alcanzado fue de 1.06 Nm en abducción y 0.91 Nm en aducción para el pie derecho, mientras que en el pie izquierdo los valores fueron de 1.08 Nm y 1.01 Nm, respectivamente. Las rigideces calculadas oscilaron entre 4.43 y 5.17 Nm/deg, mostrando una consistencia adecuada y sin asimetrías relevantes.

En conjunto, los resultados cuantitativos consignados en las Tablas 5.32 y 5.33, así como su representación gráfica, confirman que la articulación del tobillo en el Usuario 10 presenta un estado funcional saludable, con movilidad completa y sin restricciones mecánicas o neuromusculares. Los valores registrados se encuentran dentro de los rangos esperados para un individuo con alta actividad física.

Tabla 5.32 Usuario 10 Pie derecho.

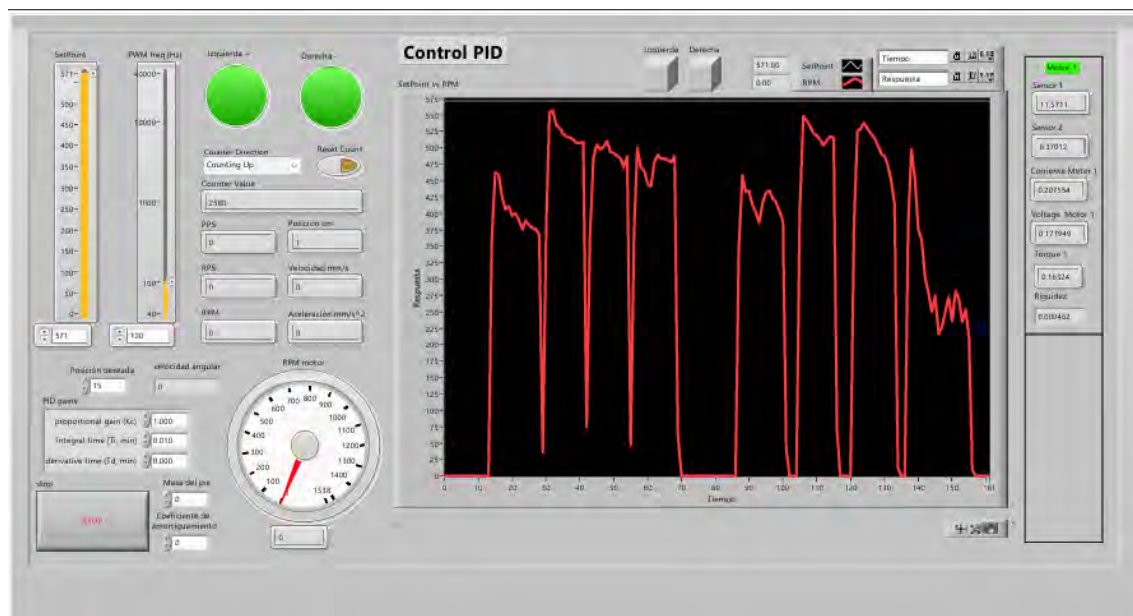
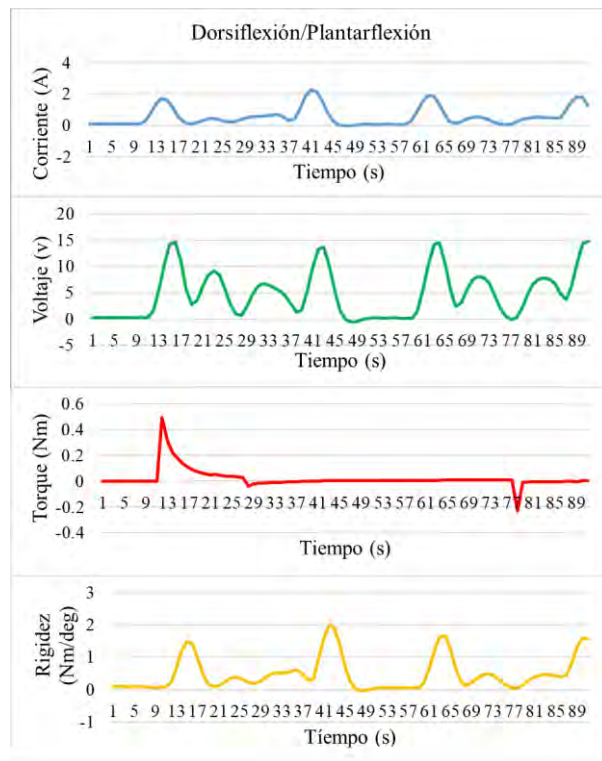
Peso (kg)	2.6				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky (Nm/deg)	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.49	1.29	15	12.07	7.57
Plantarflexión	1.17	1.03	14	9.54	5.64
Abducción	1.06	0.95	15	8.69	4.59
Aducción	0.91	0.83	15	7.53	4.43

Tabla 5.33 Usuario 10 Pie izquierdo.

Peso (kg)	2.6				
Medición	Torque (Nm)	Corriente (A)	Voltaje (V)	Ky	Rigidez (Nm/deg)
Dorsiflexión	1.56	1.34	13	12.58	8.08
Plantarflexión	1.26	1.10	13	10.23	6.33
Abducción	1.08	0.97	13	8.85	4.75
Aducción	1.01	0.91	14	8.27	5.17



Figura 5.64 Usuario 10 Prueba de Dorsiflexión/plantarflexión.



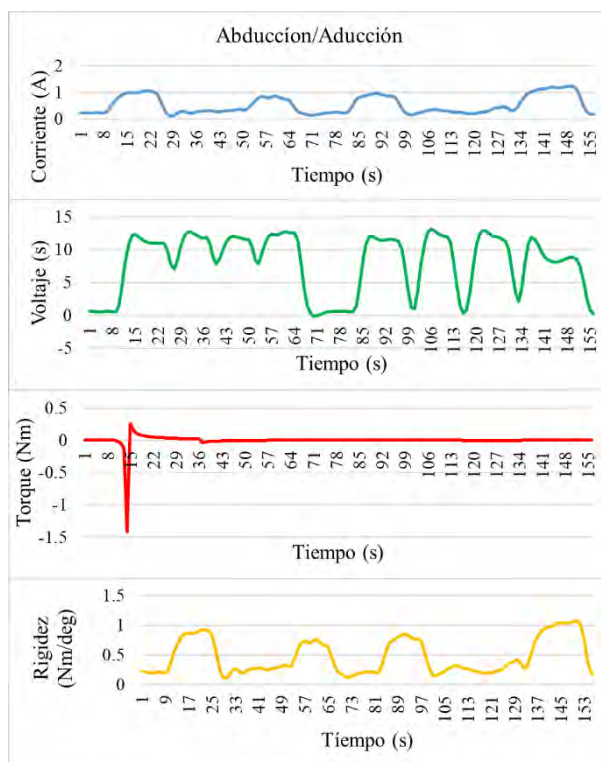


Figura 5.67 Usuario 10 Prueba de Abducción/aducción, parámetros.

El análisis de rigidez articular de los diez usuarios evaluados en ambos pies permitió establecer tendencias claras en la respuesta mecánica del tobillo frente a los diferentes movimientos. En el pie derecho, los mayores valores de rigidez se presentaron en los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión, con registros que oscilaron entre 5.91 y 9.12 Nm/deg, tal como se aprecia en la Tabla 5.34 y en la Figura 5.68. Destacó el Usuario 7 como el de mayor rigidez en ambos movimientos (8.76 Nm/deg en dorsiflexión y 9.12 Nm/deg en plantarflexión), seguido por los Usuarios 8 y 4, quienes también mostraron valores elevados en el plano sagital. En contraste, los Usuarios 1 y 9 presentaron las cifras más bajas, con rigideces menores a 6.5 Nm/deg, lo que indica una menor respuesta de control en comparación con el resto de los participantes.

En los movimientos de abducción y aducción del pie derecho, los valores fueron menores respecto al plano sagital, con un rango de 3.91 a 7.29 Nm/deg, de acuerdo con la Tabla 5.34. El Usuario 5 alcanzó los registros más altos en estos desplazamientos (7.07 Nm/deg en abducción y 7.29 Nm/deg en aducción), mientras que los Usuarios 1 y 9 se ubicaron en los valores más bajos. Este comportamiento evidencia que las fuerzas en el plano frontal tienden a ser más reducidas, aunque en ciertos casos, como el del Usuario 5, pueden alcanzar valores comparables a los movimientos sagitales.

En el pie izquierdo se mantuvo la misma tendencia general, con valores más altos en dorsiflexión y plantarflexión, que variaron entre 4.6 y 9.73 Nm/deg, tal como se muestra en la Tabla 5.35 y en la Figura 5.69. Nuevamente, el Usuario 7 presentó la rigidez máxima en dorsiflexión (9.73 Nm/deg), confirmando su consistencia en ambos pies. La plantarflexión mostró el valor más elevado en el Usuario 8 (8.70 Nm/deg), seguido de cerca por los Usuarios

7 y 10. En cuanto a los movimientos de abducción y aducción, los valores se ubicaron en rangos de 4.09 a 7.43 Nm/deg, destacando los Usuarios 3, 6 y 7, quienes obtuvieron las cifras más altas en estos desplazamientos.

En la comparación global entre usuarios, se observa que los Usuarios 7 y 8 concentran los valores de rigidez más altos en la mayoría de los movimientos (Tablas 5.34 y 5.35), lo cual podría estar asociado a una mejor condición física o mayor nivel de actividad muscular. Por el contrario, los Usuarios 1, 2 y 9 mostraron los valores más bajos en casi todos los movimientos, lo que sugiere una menor tonicidad o resistencia articular, aunque siempre dentro de rangos fisiológicos normales. Los Usuarios 3, 4, 5 y 6 se ubicaron en un rango intermedio, con valores estables y homogéneos en ambos pies. Finalmente, el Usuario 10, pese a encontrarse en un estado saludable, se posicionó en valores medios en comparación con los usuarios con resultados más elevados.

De manera general, se confirma que los movimientos en el plano sagital (dorsiflexión y plantarflexión) presentan mayores niveles de rigidez que los movimientos en el plano frontal (abducción y aducción), como se observa en las Figuras 5.68 y 5.69. Este comportamiento concuerda con la función biomecánica del tobillo, donde las acciones sagitales son responsables de soportar las principales cargas durante la locomoción y actividades de impacto. Además, la consistencia de los resultados entre pie derecho e izquierdo refuerza la validez de las mediciones, evidenciando una respuesta articular equilibrada en la mayoría de los usuarios. Estos hallazgos no solo permiten establecer rangos de referencia en población sana, sino que también constituyen una base comparativa para estudios posteriores en contextos clínicos o de rehabilitación.

Es importante señalar que durante la ejecución de las pruebas pueden presentarse ligeras variaciones en los resultados debido a factores mecánicos propios del sistema. Entre estos se encuentran la holgura de los componentes, la fricción del tornillo de transmisión y las resistencias internas del mecanismo, las cuales pueden incrementar de forma puntual el torque registrado. Estas condiciones introducen un margen de error en las mediciones; no obstante, las desviaciones se consideran dentro de rangos aceptables y no afectan de manera significativa la validez de los resultados obtenidos ni la confiabilidad del dispositivo.

Tabla 5.34 Resultados de rigidez de los 10 usuarios en el pie derecho.

Pie derecho	Rigidez Nm/deg			
	Dorsiflexión	Plantarflexión	Abducción	Aducción
Usuario 1	5.91	5.03	3.91	4.4
Usuario 2	7.62	5.9	4.7	4.58
Usuario 3	7.91	7.07	5.62	5.4
Usuario 4	7.74	8.65	5.8	5.24
Usuario 5	6.91	6.76	7.07	7.29
Usuario 6	7.51	7.31	6.44	6.28
Usuario 7	8.76	9.12	6.76	7.06
Usuario 8	8.7	8.34	6.06	6.4
Usuario 9	6.23	5.34	4.29	4.09
Usuario 10	7.57	5.64	4.59	4.43

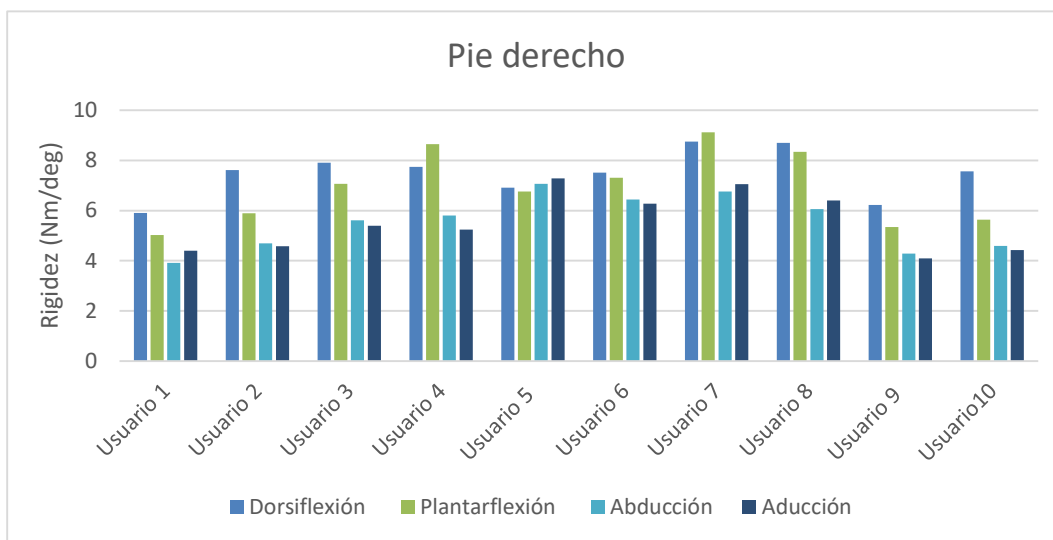


Figura 5.68 Resultados de rigidez de los 10 usuarios en el pie derecho.

Tabla 5.35 Resultados de rigidez de los 10 usuarios en el pie izquierdo.

Pie izquierdo	Rigidez Nm/deg			
	Dorsiflexión	Plantarflexión	Abducción	Aducción
Usuario 1	5.24	4.89	5.45	5.98
Usuario 2	4.6	5.05	4.09	4.14
Usuario 3	7.02	6.36	6.02	7.43
Usuario 4	7.89	7.34	5.24	6.83
Usuario 5	7.42	6.36	5.69	6.13
Usuario 6	7.02	6.36	6.02	7.43
Usuario 7	9.73	8.51	6.2	7.21
Usuario 8	8.95	8.7	6.94	6.79
Usuario 9	6.43	5.79	4.88	4.44
Usuario 10	8.08	6.33	4.57	5.17

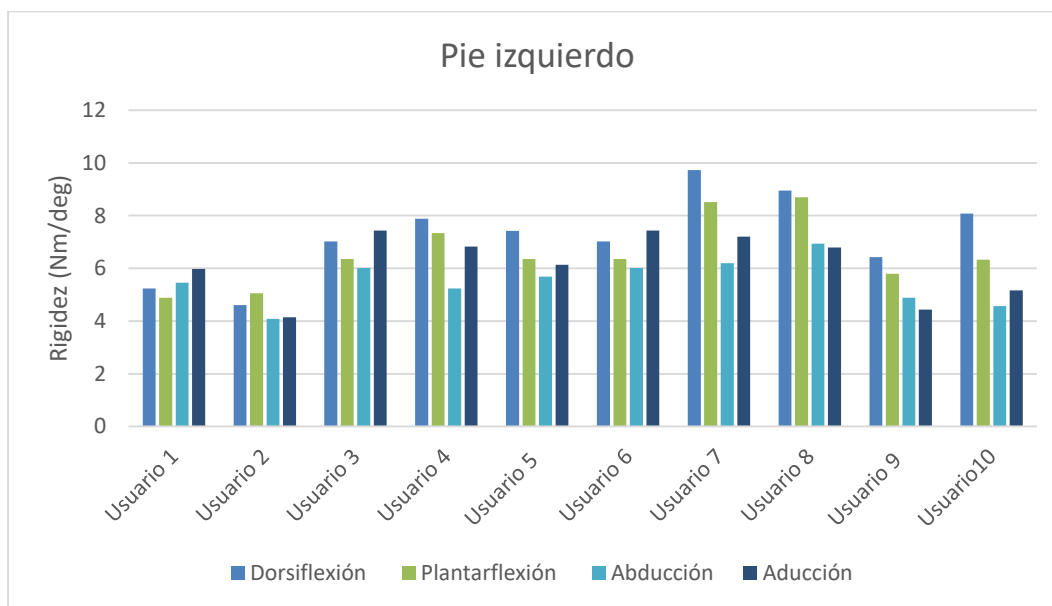


Figura 5.69 Resultados de rigidez en los 10 usuarios en el pie izquierdo.

Capítulo

6

Conclusiones

6.1. Conclusiones

En el dispositivo rehabilitador de tobillo desarrollado para la identificación de rigidez articular, los datos de entrada principales considerados para el cálculo de rigidez son: fuerza (torque), tiempo y posición angular. A partir de estos datos, la rigidez es estimada mediante la relación ecuación 3.61.

El torque es obtenido indirectamente a partir del sensor de fuerza ASC712, mientras que el desplazamiento es medido mediante los pulsos del encoder. En este contexto, la rigidez se define como la resistencia al desplazamiento angular inducida por una fuerza externa, una propiedad mecánica fundamental del sistema.

Cuando se colocan pesos muertos (cargas estáticas adicionales) sobre la plataforma del dispositivo, se introduce una carga gravitacional adicional que ejerce una fuerza hacia abajo. Durante el movimiento inducido por el sistema, esta fuerza adicional opone mayor resistencia al desplazamiento, lo que se refleja en un aumento en el torque necesario para realizar el mismo desplazamiento angular.

Como resultado, el cociente se incrementa, lo que conduce a un valor más alto de rigidez estimada. Este aumento no es un artefacto de medición, sino una demostración real de una mayor oposición mecánica al movimiento. El sistema, por tanto, responde de manera coherente ante variaciones externas en la carga, lo cual valida su capacidad para detectar cambios en la resistencia al movimiento.

Cuando se añade peso muerto al dispositivo, se observa un incremento en la rigidez estimada del sistema; sin embargo, este valor no corresponde a la rigidez que aportaría un pie colocado en la plataforma. El cambio detectado se debe principalmente al torque gravitacional y a los efectos inerciales que la masa adicional introduce durante el movimiento. Estos efectos generan una resistencia aparente que, bajo ciertas condiciones, puede manifestarse de forma similar a un incremento de rigidez. La técnica de identificación algebraica empleada permite separar estas contribuciones mediante el modelado simultáneo de los términos de inercia, amortiguamiento y gravedad, evitando que se interpreten como elasticidad propia del elemento evaluado. Además, al restar la rigidez estructural de la plataforma sin carga determinada previamente, se obtiene un valor corregido que coincide con la rigidez nominal en pruebas con elementos mecánicos de referencia, como el resorte caracterizado. Esto confirma que las variaciones observadas con pesos adicionales no son producto de un error sistemático, sino de la respuesta física real del sistema ante diferentes condiciones mecánicas.

Cuando el dispositivo es usado con un usuario real, el peso del usuario no influye directamente en la rigidez estimada, ya que:

1. El peso corporal no está aplicado de manera directa como fuerza pasiva sobre el eje de movimiento.
2. El parámetro que se evalúa es la oposición al movimiento articular en una dirección y rango específicos, lo cual depende del tono muscular, elasticidad de tejidos y características articulares, no del peso total del cuerpo.
3. Si el movimiento es ejecutado de forma pasiva (por el motor del dispositivo y no por contracción muscular del usuario), cualquier resistencia proviene de la biomecánica natural de la articulación, no del peso corporal.

En este sentido, la rigidez registrada en un usuario real no se ve afectada directamente por la masa del individuo, sino por cómo su articulación resiste un desplazamiento aplicado externamente, es decir, por la oposición articular al movimiento pasivo.

En el dispositivo rehabilitador de tobillo, desarrollado para estimar la rigidez articular mediante la técnica de identificación algebraica, se observa un incremento en los valores de rigidez cuando se introducen pesos muertos sobre la plataforma. Esta observación tiene una justificación física fundamentada: al agregarse masa, se incrementa la carga gravitacional sobre el sistema, generando una mayor oposición al desplazamiento inducido. Como la rigidez se calcula a partir de la relación entre el torque aplicado y el desplazamiento angular generado), cualquier aumento en la resistencia al movimiento (como ocurre con masas adicionales) eleva el valor de torque necesario para lograr la misma amplitud de movimiento, y, por tanto, incrementa el valor de rigidez estimado.

Es importante destacar que este aumento no representa un patrón falso ni un error de medición, ya que el sistema está diseñado para detectar la resistencia real presente durante el movimiento pasivo. La validez de este comportamiento fue comprobada mediante ensayo con resorte caracterizado de rigidez conocida, con el cual el dispositivo logró replicar con precisión los valores esperados, validando así la confiabilidad del método empleado.

6.2. Resultados obtenidos en pruebas con usuarios

Con base en la validación previa del sistema desarrollado, se realizaron pruebas experimentales con 10 usuarios sanos con el propósito de estimar la rigidez articular del tobillo durante los movimientos de dorsiflexión, plantarflexión, abducción y aducción. Dichos movimientos fueron ejecutados de manera pasiva por el dispositivo, bajo condiciones controladas, lo que garantizó la reproducibilidad de las mediciones y la validez de los datos obtenidos. Las pruebas se realizaron en ambas extremidades (pie derecho e izquierdo), permitiendo un análisis comparativo entre sujetos y entre lados corporales.

Los resultados obtenidos mostraron consistencia y coherencia con la fisiología esperada en sujetos sin lesión articular, y respaldan la eficacia del sistema como herramienta de evaluación en entornos clínicos y de rehabilitación. En particular, se observaron valores de rigidez promedio dentro de los rangos reportados en la literatura científica (tabla 2.1), lo que permite validar no solo el diseño mecánico del dispositivo, sino también la aplicación de la técnica de identificación algebraica empleada para la estimación de rigidez.

Autores como Misgeld *et al.* [41] y Zhang *et al.* [75] reportan rigidez promedio para la dorsiflexión entre 5 y 9 Nm/°, dependiendo de la edad, género y condición física del sujeto. Los valores obtenidos en este estudio, que van desde 4.6 hasta 9.7 Nm/°, se alinean adecuadamente con estos hallazgos. Del mismo modo, los valores de rigidez para plantarflexión, que oscilaron entre 4.89 y 9.12 Nm/°, son coherentes con los intervalos reportados por Shamaei *et al.* [81], quienes señalan un promedio de entre 4.5 y 8.5 Nm/° en condiciones experimentales controladas.

El análisis detallado por usuario permitió identificar distintos perfiles biomecánicos:

- Usuario 1 presentó valores de rigidez más bajos, lo cual podría asociarse a una menor fuerza muscular o mayor elasticidad articular, como ha sido documentado en sujetos jóvenes o sedentarios (Hidler *et al.* [79]).
- Usuarios 3 y 4 mostraron rigideces altas y balanceadas entre ambos pies, compatibles con perfiles de sujetos físicamente activos, tal como lo describen S. Boyas *et al.* [76].
- Usuario 7 registró valores significativamente elevados en todas las direcciones, lo que podría relacionarse con procesos de rigidez articular compensatoria o desequilibrio neuromuscular, un fenómeno observado en pacientes con historial de lesiones o condiciones degenerativas (Beumer *et al.* [80]).
- Usuarios 8 y 9 destacaron por sus valores máximos de rigidez, alcanzando hasta 9.7 Nm/°, similares a los reportados por Mirbagheri *et al.* [77] en atletas con alto nivel de tono muscular.

Estos resultados reflejan una variabilidad fisiológica normal, asociada al nivel de actividad física, tono muscular y características individuales, lo que resalta la utilidad del sistema para detectar diferencias por lesiones o condiciones patológicas. En términos generales, el sistema cumplió satisfactoriamente con los objetivos de diseño y validación, demostrando que es posible cuantificar la rigidez articular del tobillo de forma precisa, no invasiva y replicable. La aplicación de la técnica de identificación algebraica resultó efectiva para estimar esta variable biomecánica, incluso bajo distintas condiciones de carga y simulación.

En conclusión, la metodología desarrollada y el sistema implementado constituyen una herramienta viable, para la evaluación funcional del tobillo en contextos clínicos, deportivos y de rehabilitación. La técnica empleada permitió una identificación de la rigidez articular, validando el enfoque propuesto y sentando las bases para su futura aplicación en poblaciones con alteraciones músculoesqueléticas.

6.3. Trabajos futuros

A partir de los resultados obtenidos en este trabajo, se identifican diversas líneas de investigación y desarrollo que pueden ser abordadas en estudios futuros. Una de las principales proyecciones consiste en extender la aplicación del dispositivo a poblaciones con patologías músculoesqueléticas específicas, tales como pacientes con esguinces de tobillo recurrentes, rigidez articular postquirúrgica o condiciones neuromusculares que afecten la movilidad del tobillo. Esto permitiría validar la eficacia del sistema en contextos clínicos reales y evaluar su sensibilidad para detectar variaciones patológicas en la rigidez articular.

Asimismo, se plantea la integración de sensores adicionales, como electromiografía (EMG) de superficie o sensores de presión plantar, que complementen la información obtenida del sistema actual. Esta fusión sensorial permitiría un análisis más completo de la función articular, incorporando no solo parámetros mecánicos, sino también neuromusculares, mejorando así la capacidad diagnóstica del dispositivo.

Otra línea de trabajo futuro se relaciona con técnicas de inteligencia artificial o aprendizaje automático, que podrían optimizar la estimación de parámetros en tiempo real y adaptarse automáticamente a diferentes perfiles de usuario. Esto permitiría desarrollar sistemas inteligentes capaces de ajustar dinámicamente los protocolos de evaluación o terapia según la respuesta del paciente.

También se considera relevante el desarrollo de una interfaz gráfica más amigable y orientada al uso clínico, que permita al personal médico o fisioterapéutico visualizar los resultados de forma intuitiva y tomar decisiones en función de datos precisos y fácilmente interpretables. Esta interfaz podría incluir herramientas de seguimiento a lo largo del tiempo para evaluar la evolución del paciente durante un programa de rehabilitación.

Finalmente, se propone realizar estudios longitudinales con un mayor número de participantes, incluyendo tanto sujetos sanos como pacientes en proceso de rehabilitación, lo que permitirá establecer rangos de referencia más sólidos y evaluar la reproducibilidad y robustez del sistema en diversos escenarios. La validación del dispositivo también podría ser considerada, a fin de consolidar su aplicabilidad en distintos entornos clínicos y académicos.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] J.J. Marroquín Rivera, "Diseño mecánico de órtesis para tobillo en problemas motrices," Tesis de licenciatura, Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional Autónoma de México, *TESIUNAM*, 2015.
- [2] A. Blanco Ortega, R. F. Vázquez Bautista, G. Vela-Váldez, E. Quintero Mármol, y G. López, "Control of a virtual prototype of a ankle rehabilitation machine," *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia*, no. 67, pp. 183–196, abr.–jun. 2013. DOI: 10.17533/udea.redin.16321
- [3] A. Blanco-Ortega, H. Azcaray Rivera, L.G. Vela Valdés, R.F. Vázquez Bautista, "Prototipo virtual de un rehabilitador de tobillo," *IX Congreso Internacional sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET)*, Morelos, México, Noviembre, 2011.
- [4] A. Blanco Ortega, A. Magadán Salazar, E. Antúnez Leyva, y J. A. Santana Camilo, "Controlador proporcional integral generalizado robusto para un rehabilitador de tobillo de 2 GDL," *Congreso Internacional en Tecnología, Innovación y Docencia (CITID)*, pp. 219–230, Zacatepec, Morelos, México, mar. 2017.
- [5] J. A. Santana-Camilo, A. Blanco Ortega, E. Antúnez Leyva, A. Magadán Salazar, and F. A. Gómez Becerra, "Control numérico en una máquina de rehabilitación para tobillos," *Pistas Educativas*, vol. 39, no. 125, pp. 592–610, 2017
- [6] O.I. Cirilo-Piñon, A. Barrera-Sánchez, C.H. Guzmán-Valdivia, M. Adam-Medina, R. Campos-Amezcu, A. Blanco-Ortega, A. Martínez-Mata, "Impedance Controller Analysis for a Two-Degrees-Of-Freedom Ankle Rehabilitation Machine with Serious Game Interactions," *Computation*, vol. 13, no. 7, 2025.
- [7] A. Blanco Ortega, H. R. Azcaray Rivera, R. F. Vázquez Bautista, L. J. Morales Mendoza, A. Blanco Ortega, "Máquina de rehabilitación de tobillo: prototipo virtual y físico," *X Congreso Internacional sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico (CIINDET)*, Cuernavaca, Morelos, México, 13–15 Mar. 2013.
- [8] N.C. Ruiz Hidalgo, A. Blanco Ortega, L.G. Vela Valdés, a. Abúndez Pliego, "Control Mioeléctrico de un Rehabilitador de Tobillo," *Congreso Internacional de Investigación Academia Journals*, pp. 4300–4305, Celaya, México, Noviembre, 2014.
- [9] M. A. García Velarde, W. M. Alcocer Rosado, and A. Blanco Ortega, Prototipo rehabilitador de tobillo de tres grados de libertad, Tesis de Maestría, Departamento de Ingeniería Mecánica, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Mor., México, 2019.

- [10] A. Barrera Sánchez, “Adecuación y diseño de rutinas para la rehabilitación pasiva de tobillo con un prototipo de tres grados de libertad,” Tesis de Maestría, departamento de Ingeniería Mecánica, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Morelos, México, 2021.
- [11] W. M. Alcocer Rosado, “Diseño y construcción de una máquina de rehabilitación de tobillo con sistema de control de impedancia,” Tesis de Doctorado, Departamento de Ingeniería Mecánica, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Morelos, México, 2016.
- [12] C. Capaday, “The special nature of human walking and its neural control,” *Trends in Neurosciences*, vol. 25, no. 7, pp. 370–376, Jul. 2002. DOI: 10.1016/S0166-2236(02)02173-2.
- [13] C. A. Agredo y J. M. Bedoya, “Validación escala de Ashworth modificada,” *eFisioterapia.net*, 6 de junio de 2005. Disponible en: <https://www.efisioterapia.net/articulos/validacion-escala-ashworth-modificada>
- [14] T. Kobayashi, A. K. L. Leung, Y. Akazawa, M. Tanaka, y S. W. Hutchins, “Quantitative measurement of spastic ankle joint stiffness using a manual device: a preliminary study,” *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 9, pp. 1831–1834, 18 Jun. 2010. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.02.024.
- [15] T. Kobayashi, A. K. Lee, S. Watanabe, and H. Yamada, “Design of a manual device to measure ankle joint stiffness and range of motion,” *Prosthetics and Orthotics International*, vol. 35, no. 3, pp. 272–279, 2011.
- [16] S. M. Zinder, K. P. Granata, D. A. Pidcoe, and B. M. Kaufman, “Validity and reliability of a new in vivo ankle stiffness measurement device,” *Clinical Biomechanics*, vol. 20, no. 5, pp. 463–467, 2005.
- [17] A. B. C. Thomas and E. T. Sinkher, “Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components,” *Journal of Neurophysiology*, vol. 120, no. 2, pp. 705–717, 2018.
- [18] A. Roy, H.I. Krebs, C.T. Bever, L.W. Forrester, R.F. Macko, N. Hogan, “Measurement of passive ankle stiffness in subjects with chronic hemiparesis using a novel ankle robot,” *Journal of Neurophysiology*, vol. 105, no. 5, pp. 2353–2364, May 2011. DOI: 10.1152/jn.01014.2010.
- [19] S. Aura Casadio, P. G. Morasso, and V. Sanguineti, “Direct measurement of ankle stiffness during quiet standing: implications for control modelling and clinical application,” *Clinical Biomechanics*, vol. 21, no. 4, pp. 410–424, 2006.

- [20] K. H. Dobkin, B. C. Fregly, L. M. Rice, and R. H. N. Roy, "Robot-aided neurorehabilitation: a robot for ankle rehabilitation," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 15, no. 3, pp. 1–14, 2007
- [21] T. Sinkjær, E. Toft, S. Andreassen, y B. C. Hornemann, "Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components," *Journal of Neurophysiology*, vol. 60, no. 3, pp. 1110–1121, Sep. 1988. DOI: 10.1152/jn.1988.60.3.1110.
- [22] I. D. Loram and M. Lakie, "Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability," *The Journal of Physiology*, vol. 545, no. Pt 3, pp. 1041–1053, 2002.
- [23] V. S. Gurfinkel, M. I. Lipshits, y K. E. Popov, "Is the stretch reflex a basic mechanism in the system of regulation of human vertical posture?" *Biofizika*, vol. 19, no. 4, pp. 744–748, Jul.–Aug. 1974.
- [24] M. Plocharski, P. Plocharski, "Ankle joint stiffness during phases of human walking," Bachelor's Thesis, Aalborg University, Aalborg, Denmark, 2013.
- [25] F. Popescu, J. M. Hidler, and W. Z. Rymer, "Elbow impedance during goal-directed movements," *Experimental Brain Research*, vol. 152, no. 1, pp. 17–28, Sep. 2003.
- [26] R. E. Kearney, M. M. Hunter, y G. M. Parameswaran, "System identification of human joint dynamics," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 25, no. 1-2, pp. 1–55, 1997.
- [27] D. T. W. and E. J. Perreault, "Identification of apparently acausal stiffness models," in *IEEE-EMBS 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 5611-5614, Shanghai, China, January, 2006. doi: 10.1109/IEMBS.2005.1615758.
- [28] D. L. and E. J. Perreault, "Estimation of joint impedance using short data segments," in *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, MA, USA, 2011, pp. 4120-4123, doi: 10.1109/IEMBS.2011.6091023.
- [29] D. L. Lewis and E. J. Perreault, "System identification of physiological systems using short data segments," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 12, pp. 3541-3549, Dec. 2012, doi: 10.1109/TBME.2012.2220767.
- [30] G. E. Toapanta Vega, Dispositivo mecatrónico para rehabilitación pasiva en muñeca, Tesis de Grado en Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador, 10 de octubre de 2017. Disponible en: <https://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/7163>.
- [31] A. Blanco Ortega, R. F. Vázquez Bautista, G. Vela-Valdés, E. Quintero Marmol, G. López López, "Control de un prototipo virtual de una máquina de rehabilitación de tobillo," *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia*, no. 67, pp. 183-196, Junio, 2013.
- [32] M. A. García Velarde, Prototipo rehabilitador de tobillo de tres grados de libertad, Tesis de Maestría, Departamento de Ingeniería Mecánica, Centro Nacional de Investigación y

Desarrollo Tecnológico (CENIDET), Tecnológico Nacional de México, Cuernavaca, Morelos, México, 2019.

- [33] T. B. Pasqual, "Serious game development for ankle rehabilitation aiming at user experience," in *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, UTown, Singapore, 2016.
- [34] A. Roy, H. I. Krebs, S. L. Patterson, T.N. Judkins, I. Khanna, L. W. Forrester, "Measurement of human ankle stiffness using the Anklebot," in *10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, Netherlands, pp. 100–106. 2007. DOI: 10.1109/ICORR.2007.4428450.
- [35] A. Roy, L.W. Forrester, R.F. Macko, H.I. Krebs, "Changes in passive ankle stiffness and its effects on gait function in people with chronic stroke". *J Rehabil Res Dev*, vol. 50, no. 4, pp. 555-572. 2013. DOI: 10.1682/jrrd.2011.10.0206.
- [36] K. Swaminathan and H. I. Krebs, "Analysis of the anklebot training as a method for reducing lower-limb paretic impairment a case study in electromyography," *2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Singapore, 2015, pp. 555-558, DOI: 10.1109/ICORR.2015.7281258.
- [37] A. Roy, L. W. Ferris, R. F. M., N. H. Huang, *et al.*, "Measurement of human ankle stiffness using the Anklebot," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 1, pp. 13–21, Jan. 2015.
- [38] A. Blanco Ortega, A. Magadán Salazar, C.H. Guzmán Valdivia, F.A. Gómez Becerra, M.J. Palacios Gallegos, M.A. García Velarde, J.A. Santana Camilo, "CNC machines for rehabilitation: ankle and shoulder," *Machines*, vol. 10, no. 11, 2022. DOI: 10.3390/machines10111055.
- [39] M.-I. Flash y T. Flash, "Human arm stiffness characteristics during the maintenance of posture," *Journal of Neuroscience*, vol. 10, no. 1, pp. 315–326, 1990.
- [40] H. Kim, S. Cho, H. Lee, "Reliability of Bi-Axial Ankle Stiffness Measurement in Older Adults," *Sensors*, vol. 21, no. 15, 2021, DOI: 10.3390/s21154975.
- [41] B.J.E. Misgeld, T. Zhang, M.J. Lüken, S. Leonhardt, "Model-Based Estimation of Ankle Joint Stiffness," *Sensors*. vol. 17, no. 4, 2017. DOI: 10.3390/s17040713.
- [42] D. Totah, M. Menon, D. H. Gates y K. Barton, "Design and evaluation of the SMAApp: A stiffness measurement apparatus for ankle–foot orthoses," *Mechatronics*, vol. 77, p. 102572, 2021, DOI: 10.1016/j.mechatronics.2021.102572.
- [43] M. van der Krogt, V. de Groot, J. H. M. W. Selles y D. J. J. Bregman, "The effect of ankle foot orthosis stiffness on the energy cost of walking: A simulation study," *Clinical Biomechanics*, vol. 26, no. 9, pp. 955-961, 2011, DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.05.007.

- [44] R. Xiong, C. Sun, M. Pang, K. Xiang, Z. Ju, "Estimación de la rigidez estática de la articulación del tobillo con músculos relajados mediante un dispositivo personalizado". En: Huang, Y., Wu, H., Liu, H., Yin, Z. (eds.) *Robótica Inteligente y Aplicaciones*. ICIRA 2017. *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 10462. Springer, 2017. DOI: 10.1007/978-3-319-65289-4_46.
- [45] P. D. Pataky, W. R. Phillips, S. S. Power, C. F. Pope, L. M. Phillips y C. T. Leonard, "Myotonometer Intra- and Interrater Reliabilities," *Clinical Biomechanics*, vol. 18, no. 7, pp. 459–466, 2003, DOI: 10.1016/S0268-0033(03)00073-5.
- [46] J. Gómez, P. Castilblanco, O.F. Avilés, M. Maudeloux, J. Klinge, R. Galán, "Dispositivo de medición de fuerza de los dedos y su rol en el seguimiento de las funciones de la mano," *Ingeniería Biomédica*, vol. 48, no. 2, pp. 123–130, 2022. [En línea]. Disponible en: <https://scielo.org.mx/pdf/ibm/v48n2/0187-6236-ibm-48-02-123.pdf>
- [47] M. C. Y. Heng, J. M. Mukherjee, A. J. Allcock, S. R. Payne y C. M. Smith, "A novel method of measuring passive quasi-stiffness in the first metatarsophalangeal joint," *Journal of Foot and Ankle Research*, vol. 9, no. 1, p. 15, 2016, DOI: 10.1186/s13047-016-0148-8.
- [48] K. Nomura, T. Yonezawa, H. Mizoguchi and H. Takemura, "Measurement of the passive stiffness of ankle joint in 3 DOF using stewart platform type ankle foot device," *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Orlando, FL, USA, 2016, pp. 5011-5014, DOI: 10.1109/EMBC.2016.7591853.
- [49] E. Kılıç, Ö. Başer, H. Kızıllhan, "EMG-based stiffness estimation of ankle joint and real-time implementation on a variable stiffness ankle exoskeleton robot," *Journal of the Faculty of Engineering and Architecture of Gazi University*, vol. 36, no. 1, pp. 225-239, 2021. DOI: 10.1109/EMBC.2016.7592047.
- [50] E. J. Perreault, R. F. Kirsch, y A. M. Acosta, "Multiple-input, multiple-output system identification for characterization of limb stiffness dynamics," *Biological Cybernetics*, vol. 80, no. 5, pp. 327–337, 1999, DOI: 10.1007/s004220050564.
- [51] T. Y. Haga, M. Hayashi, H. Tanaka y K. Nomura, "Measurement of the passive stiffness of ankle joint in 3 DOF using Stewart platform type ankle foot device," en *Proc. 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, Orlando, FL, USA, 2016, pp. 6004-6007, DOI: 10.1109/EMBC.2016.7592047.
- [52] R. B. Stein, L. G. Rymer y R. E. Kearney, "Identification of intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness dynamics," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 4, pp. 493-504, abr. 1997, DOI: 10.1109/10.570323.
- [53] C. T. Leonard, P. D. Palos, W. R. Perkins, S. S. Peters, C. F. Paul y L. M. M. Palos, "Myotonometer Intra- and Interrater Reliabilities," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 40, no. 3, pp. 255–262, 2003, DOI: 10.1682/JRRD.2003.03.0255.

- [54] S. Ghorbani Faal, "A Novel Method for Field Measurement of Ankle Joint," *Applied Sciences*, vol. 11, no. 3, p. 1052, 2021, DOI: 10.3390/app11031052.
- [55] M. Á. García Velarde, *Prototipo Rehabilitador de Tobillo de Tres Grados de Libertad*, Tesis de Maestría, Departamento de Ingeniería Mecánica, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET), Cuernavaca, Morelos, México, 14 de enero de 2019.
- [56] C. H. Guzmán Valdivia, J. L. C. Escobedo, A. B. Ortega, M. A. O. Salazar y F. A. Gómez Becerra, "Diseño y control de un sistema interactivo para la rehabilitación de tobillo: TobiBot," *Ingeniería Mecánica, Tecnología y Desarrollo*, vol. 5, n.º 1, pp. 255–264, 2014. [En línea].
- [57] O. Jing, "Kinetec 5190 Ankle CPM Machine," Handy Healthcare, [En línea]. Disponible en: <https://www.medsourceusa.com/unknown/4036-kinetec-5190-ankle-cpm>
- [58] *OptiFlex Ankle Continuous Passive Motion Therapy Unit*, Tru-Medical, Chattanooga Group, [En línea]. Disponible en: <https://www.tru-medical.com/Modalities/OptiFlex-Ankle-CPM>. [Accedido: 11-marzo-2025].
- [59] *ACE Model A330 Continuous Passive Motion (CPM) System for the Ankle*, JACE Systems, [En línea]. Disponible en: http://www.jacesystems.com/products/ankle/jace_ankle.htm. [Accedido: 11-ago-2025].
- [60] W. Alcocer, L. Vela, A. Blanco, J. González y M. Oliver, "Principales tendencias en el desarrollo de dispositivos de rehabilitación para tobillo," *DYNA*, vol. 79, no. 176, pp. 45–55, dic. 2012. [En línea]. Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0012-73532012000600006
- [61] L. Chinn y J. Hertel, "Rehabilitación de lesiones en tobillo y pie en atletas," *Clin. Sports Med.*, vol. 29, no. 1, pp. 157–167, ene. 2010. DOI: 10.1016/j.csm.2009.09.006.
- [62] M. Dong, Y. Zhou, J. Li, X. Rong, W. Fan, X. Zhou y Y. Kong, "Estado del arte en robots paralelos de rehabilitación de tobillo: una revisión sistemática," *J. NeuroEngineering Rehabil.*, vol. 18, artículo 52, 2021. DOI: 10.1186/s12984-021-00845-z.
- [63] E. T. Chen, K. C. McInnis y J. Borg-Stein, Ankle sprains: evaluation, rehabilitation, and prevention, *Curr. Sports Med. Rep.*, vol. 18, no. 6, pp. 217–223, jun. 2019. DOI: 10.1249/JSR.0000000000000603.
- [64] R. M. van Rijn, A. G. van Os, R. M. D. Bernsen, P. A. Luijsterburg y B. W. Koes, "¿Cuál es el curso clínico de los esguinces agudos de tobillo? Una revisión sistemática de la literatura," *Am. J. Med.*, vol. 121, no. 4, pp. 324–331, abr. 2008. DOI: 10.1016/j.amjmed.2007.11.029.
- [65] M. Racu (Cazacu) y I. Doroftei, "Preliminary ideas on the development of a new ankle rehabilitation device," en *Proceedings of the 14th IFToMM World Congress*, Taipei, Taiwán, 2015, pp. 439–447. DOI: 10.1007/978-3-319-79111-1_22.

- [66] J. S. Lora-Millán, M. Nabipour, E. H. F. van Asseldonk y C. Bayón, “Avances en diseños mecánicos para órtesis asistivas de tobillo-pie” *arXiv*, 21 de abril de 2023. [En línea]. Disponible en: <https://arxiv.org/abs/2304.10821>.
- [67] J. F. Chipia Lobo, “Juegos serios: alternativa innovadora,” *Conocimiento Libre y Educación*, vol. 2, no. 2, 2014. [En línea]. Disponible en: <https://erevistas.saber.ula.ve/index.php/cled/article/view/4862..>
- [68] B. Marcano, “Juegos serios y entrenamiento en la sociedad digital,” *Educ. Knowl. Soc.*, vol. 9, no. 3, pp. 93–107, nov. 2008. DOI: 10.14201/eks.16791.
- [69] J. Wiemeyer y A. Kliem, Serious games in prevention and rehabilitation a new panacea for elderly people, *Eur. Rev. Aging Phys. Act.*, vol. 9, no. 1, pp. 41–50, 2012. DOI: 10.1007/s11556-011-0093-x.
- [70] J. F. Chipia Lobo, “Juegos serios: alternativa innovadora,” *Conocimiento Libre y Educación*, vol. 2, no. 2, 2014. [En línea]. Disponible en: <https://erevistas.saber.ula.ve/index.php/cled/article/view/4862>.
- [71] C. Zöch, V. Fialka-Moser y M. Quittan, “Rehabilitation of ligamentous ankle injuries: a review of recent studies,” *Br. J. Sports Med.*, vol. 37, no. 4, pp. 291–295, ago. 2003. DOI: 10.1136/bjism.37.4.291.
- [72] J. Yoon, J. Ryu y K.-B. Lim, “Reconfigurable ankle rehabilitation robot for various exercises,” *J. Robot. Syst.*, vol. 22, no. S1, pp. S15–S33, 2006. DOI: 10.1002/rob.20150.
- [73] J. F. Almeida, J. André y C. P. Santos, “Ankle exoskeletons in walking and load-carrying tasks: insights into biomechanics and human-robot interaction,” *arXiv*, 14 de abril de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://arxiv.org/abs/2504.10294>.
- [74] R. Wu, M. Luo, J. Fan, J. Li, Q. Li, F. Gao y G. Dan, “A compact motorized end-effector for ankle rehabilitation training,” *Front. Robot. AI*, vol. 11, artículo 1453097, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/frobt.2024.1453097/full>.
- [75] J. Zhang, P. Fiers, K. A. Witte, R. W. Jackson, K. L. Poggensee, C. G. Atkeson y S. H. Collins, “Human-in-the-loop optimization of exoskeleton assistance during walking,” *Science*, vol. 356, no. 6344, pp. 1280–1284, 2017. DOI: 10.1126/science.aal5054.
- [76] S. Boyas, M. Hajj y M. Bilodeau, “Influence of ankle plantarflexor fatigue on postural sway, lower limb articular angles, and postural strategies during unipedal quiet standing,” *Gait & Posture*, vol. 37, no. 4, pp. 547–551, 2013. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.09.021.
- [77] R. F. Mirbagheri, J. S. Barbeau y M. K. Kearney, “Intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness: variation with activation level and position,” *Exp. Brain Res.*, vol. 135, no. 4, pp. 423–436, 2000. DOI: 10.1007/s002210000480.
- [78] C.P. Cop, A.C. Schouten, B. Koopman, M. Sartori, "Electromyography-driven model-based estimation of ankle torque and stiffness during dynamic joint rotations in perturbed and

- unperturbed conditions", *Journal of Biomechanics*, vol. 145, 2022. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2022.111383.
- [79] H. Hidler, R. S. Brennan, A. D. Black, M. Nichols, M. Brady y L. Nef, "ZeroG: overground gait and balance training system" *Gait & Posture*, vol. 35, no. 2, pp. 287–291, feb. 2012. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.09.024.
- [80] A. Beumer, W. L. van Hemert, B. A. Swierstra, L. E. Jasper, y S. M. Belkoff, "A biomechanical evaluation of the tibiofibular and tibiotalar ligaments of the ankle," *Foot Ankle Int.*, vol. 24, no. 5, pp. 426–429, may. 2003, doi: 10.1177/107110070302400509.
- [81] K. Shamaei, G. S. Sawicki y A. M. Dollar, "Estimation of Quasi-Stiffness and Propulsive Work of the Human Ankle in the Stance Phase of Walking," *PLoS ONE*, vol. 8, no. 3, p. e59993, 2013, doi: 10.1371/journal.pone.0059993.
- [82] A. Blanco, F. A. Gómez, V. H. Olivares, A. Abundez y J. Colín, "Design and development of a parallel robot based on an XY table for ankle rehabilitation," *Int. J. Automation and Control*, vol. 9, no. 2, pp. 89–106, 2015.
- [83] C. M. Racu y I. Doroftei, "Preliminary ideas on the development of a new ankle rehabilitation device," en *Proceedings of the 14th IFToMM World Congress*, 2015, pp. 439–447. Disponible en: <https://easychair.org/publications/preprint/B2T8>
- [84] L. Chinn y J. Hertel, Rehabilitation of ankle and foot injuries in athletes, *Clin. Sports Med.*, vol. 29, no. 1, pp. 157–167, 2010. DOI: 10.1016/j.csm.2009.09.006.
- [85] P. A. Romero, Dinámica y controles de procesos, de *Control de P, I, D, PI, PD y PID*, University of Michigan, 2017.
- [86] K. Iqbal, *Introduction to Control Systems*, LibreTexts, 2023. Disponible en: https://eng.libretexts.org/Bookshelves/Industrial_and_Systems_Engineering/Introduction_to_Control_Systems_%28Iqbal%29.
- [87] E. Gómez Ramírez, *El algoritmo de sintonización simple de controladores difusos (ASSCD)*, Editorial De La Salle, 2017. ISBN 9786077490456.
- [88] M. J. Girone, G. C. Burdea y M. Bouzit, The "Rutgers Ankle" Orthopedic Rehabilitation Interface, in *Dynamic Systems and Control Division - 1999*, ASME, Nashville, TN, EE. UU., 1999, pp. 305–312.
- [89] C. C. K. Lin, M. S. Ju, S. M. Chen y B. W. Pan, A specialized robot for ankle rehabilitation and evaluation, *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 28, no. 2, pp. 79–86, jun. 2008. DOI: 10.5405/jmbe.028.02.0079.
- [90] M.-S. Ju, C.-C. K. Lin, D.-H. Lin, I.-S. Hwang y S.-M. Chen, A rehabilitation robot with force-position hybrid fuzzy controller: Hybrid fuzzy control of rehabilitation robot, *IEEE Trans.*

- Neural Syst. Rehabil. Eng.* vol. 13, no. 3, pp. 349–358, sept. 2005. DOI: 10.1109/TNSRE.2005.847354.
- [91] Y. H. Tsoi y S. Q. Xie, Design and Control of a Parallel Robot for Ankle Rehabilitation, en *15th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice (M2VIP)*, Auckland, Nueva Zelanda, 2008, pp. 515–520. DOI: 10.1109/MMVIP.2008.4749585.
 - [92] H. I. Krebs, J. Palazzolo, L. Dipietro, *et al.*, "Rehabilitation robotics: Performance-based progressive robot-assisted therapy," *Autonomous Robots*, vol. 15, pp. 7–20 (2003). doi: 10.1023/A:1024494031121.
 - [93] M. Fliess y H. Sira-Ramírez, An algebraic framework for linear identification, *ESAIM: Control, Optimisation and Calculus of Variations*, vol. 9, pp. 151–168, 2003. doi: 10.1051/cocv:2003007.
 - [94] A. Magadán Salazar, A. Blanco Ortega, É. Antúnez Leyva, J. A. Santana Camilo y L. J. López Leyva, Controlador proporcional integral generalizado robusto para un rehabilitador de tobillo de 2 GDL, en *Congreso Internacional en Tecnología, Innovación y Docencia (CITID)*, 2017, pp. 219–230.
 - [95] F. Beltrán Carbajal, G. Silva Navarro, H. Sira Ramírez y A. Blanco Ortega, Active Vibration Control Using On-line Algebraic Identification and Sliding Modes, *Computación y Sistemas*, vol. 13, no. 3, pp. 313–330, 2010. doi: 10.13053/CyS-13-3-1636.
 - [96] M. Fliess y H. Sira-Ramírez, An algebraic framework for linear identification, *ESAIM: Control, Optimisation and Calculus of Variations*, vol. 9, pp. 151–168, 2003. doi: 10.1051/cocv:2003008.
 - [97] H. Sira Ramírez, *An Introduction to On-line Parameter Estimation in Linear Systems: Fast Adaptive Control*, CINVESTAV-IPN, Ciudad de México, México, 2008.
 - [98] H. Sira-Ramírez, *On-line Parameter Estimation for the Control of Nonlinear Systems*, CINVESTAV-IPN, Ciudad de México, México, 2008.

Apéndice 1

Desarrollo de un identificador algebraico

En el ámbito de la investigación, la identificación algebraica emerge como una herramienta útil para la estimación de parámetros desconocidos, desempeñando un papel crucial en numerosos proyectos de investigación. Este enfoque se fundamenta como un método analítico robusto que se vale de técnicas algebraicas para modelar y entender sistemas complejos, permitiendo la determinación precisa de variables no conocidas. La utilización de la identificación algebraica en investigaciones científicas ofrece un marco teórico sólido y estructurado, respaldado por la aplicación de principios matemáticos avanzados. En [95] se describe la aplicación de una metodología para la identificación algebraica en línea para estimación de parámetros y señales en sistemas vibratorios. La identificación algebraica se combina con un esquema de control por modos deslizantes del tipo adaptable para estabilizar asintóticamente la respuesta del sistema y simultáneamente. Los fundamentos de los métodos de identificación algebraica propuestos encuentran respaldo en investigaciones anteriores [96], donde consideró la identificación de parámetros en línea de un sistema simple masa-resorte-amortiguador de un grado de libertad, y que propone el modelo matemático del sistema mecánico mediante la ecuación diferencial ordinaria (A1).

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = u(t) + f(t) \quad (A1)$$

Donde

- x denota el desplazamiento del carro de masa
- u es una entrada de control (fuerza)
- $f(t)$ es una fuerza armónica (perturbación)
- Los parámetros del sistema son la masa m , la constante de rigidez del resorte lineal k y la amortiguación viscosa c .

En [95] consideran el sistema no perturbado para (A1), es decir, $f(t) = 0$ donde solo se miden el desplazamiento x y la entrada de control u está disponible para ser utilizada en el esquema de identificación de parámetros en línea. Aplicando Laplace a (A1), se tiene:

$$m(s^2x(s) - sx_0 - \dot{x}_0) + c(sx(s) - x_0) + kx(s) = u(s)(t) \quad (A2)$$

Donde:

- $x_0 = x(t_0)$ y $\dot{x}_0 = \dot{x}(t_0)$ son constantes desconocidas que denotan las condiciones iniciales del sistema en $t_0 \geq 0$.

Para eliminar la dependencia de las condiciones iniciales constantes, la (A2) se deriva dos veces con respecto a la variable s , lo que resulta en (A3).

$$m \left(2x + 4s \frac{dx}{ds} + s^2 \frac{d^2x}{ds^2} \right) + c \left(2 \frac{dx}{ds} + s \frac{d^2x}{ds^2} \right) + k \frac{d^2x}{ds^2} = \frac{d^2x}{ds^2} \quad (A3)$$

Ahora, multiplicando A3 1.15 por s^{-2} se obtiene (A4) 1.16.

$$\begin{aligned} & m \left(2s^{-2} + 4s^{-1} \frac{dx}{ds} + \frac{d^2x}{ds^2} \right) + c \left(2s^{-2} \frac{dx}{ds} + s \frac{d^2x}{ds^2} \right) + ks^{-2} \frac{d^2x}{ds^2} \\ &= s^{-2} \frac{d^2x}{ds^2} \quad (A4 \text{ 1.16}) \end{aligned}$$

Y transformar de nuevo al dominio del tiempo, entonces la ecuación integral queda (A5):

$$\begin{aligned} & m \left[\left(2 \left(\int_{t_0}^2 x \right) \right) - 4 \left(\int_{t_0} (\Delta t) x \right) + (\Delta t)^2 x \right] + c \left[\left(-2 \left(\int_{t_0}^2 (\Delta t) x \right) \right) + \left(\int_{t_0} (\Delta t)^2 x \right) \right] \\ & \quad + k \left(\int_{t_0}^2 (\Delta t) x^2 \right) = \left(\int_{t_0}^2 (\Delta t)^2 u \right) \end{aligned} \quad (A5)$$

Donde $\Delta t = t - t_0$ y $\int_{t_0}^n \varphi(t)$ son integrales integradas de la forma $\int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} \dots \int_{t_0}^{\sigma_{1-1}} \varphi(\sigma_n) d\sigma_n \dots d\sigma_1$, con $\left(\int_{t_0}^t \varphi(t) \right) = \int_{t_0}^t \varphi(\sigma)$ y n un entero positivo integrado [95].

También, H. Sira *et al.* en [97] caracterizaron parámetros desconocidos mediante un controlador clásico a través de un esquema algebraico de identificación en línea para determinar los parámetros del controlador PI y Parámetros del controlador PD. La identificación del parámetro lo llevo a cabo “en línea” o sin desconectar el controlador del proceso.

Para la identificación de un parámetro del controlador PI, considero el siguiente sistema lineal elemental perturbado A6.

$$\dot{x} = u + k1(t) + \xi(t), \quad y = x + v(t) \quad (A6)$$

Donde

- k es un parámetro constante incierto
- $1(t)$ es la función del lado del paso unitario
- Las señales $\xi(t)$ y $v(t)$ son variables aleatorias constantes por partes, distribuidas uniformemente en intervalos simétricos de la recta real.

Un controlador PI salvaguarda el rendimiento del sistema con respecto a la entrada de perturbación de paso constante, $k1(t)$, mientras se regula la salida del sistema hacia un valor constante deseado y . Tal controlador está expresado (A7).

$$u = -k2(y - Y) - k1 \int_0^t [y(\sigma) - Y] d\sigma \quad (A7)$$

Los parámetros k_1 y k_2 los especifico como, $k_2 = 2\zeta\omega_n$, $k_1 = \omega_n^2$, donde ζ es la relación de amortiguación deseada y ω_n es la frecuencia natural deseada del bucle cerrado del sistema.

Utilizó la señal de error de estabilización de salida, $e(t) = y(t) - Y$, y la señal de entrada de control, $u(t)$, y propuso un identificador para los parámetros del controlador PI, k_2 y k_1 , (A8).

$$k_{2e} = \frac{\left[u(t) \int_{t_e}^t \int_{t_e}^{\sigma} (y(\lambda) - Y) d\lambda d\sigma + \int_{t_e}^t u(\sigma) d\sigma \int_{t_e}^{\sigma} (y(\sigma) - Y) d\sigma \right]}{(y(t) - Y) \int_{t_e}^t \int_{t_e}^{\sigma} (y(\lambda) - Y) d\lambda d\sigma - \left(\int_{t_e}^t (y(\sigma) - Y) d\sigma \right)^2} \quad (A8)$$

$$k_{1e} = \frac{u(t) \int_{t_e}^t (y(\sigma) - Y) d\sigma - (y(t) - Y) \int_{t_e}^t u(\sigma) d\sigma}{(y(t) - Y) \int_{t_e}^t \int_{t_e}^{\sigma} (y(\lambda) - Y) d\lambda d\sigma - \left(\int_{t_e}^t (y(\sigma) - Y) d\sigma \right)^2}$$

Para la identificación de un parámetro del controlador PD, considero el siguiente sistema lineal elemental perturbado A9.

$$\ddot{x} = u + \xi(t) \quad (A9)$$

$$y = x(t) + v(t)$$

Donde:

- κ es un parámetro constante incierto
- Las señales $\xi(t)$ y $v(t)$ son, variables aleatorias constantes por partes, uniformemente distribuidas en intervalos simétricos.

Implemento un controlador PD que regula la salida del sistema con seguimiento de trayectorias hacia un punto de referencia sobre la constante Y esto se expresa (A10).

$$u = -k_2\dot{y} - k_1(y - Y) \quad (A10)$$

Dónde: k_2 es de la forma: $k_2 = 2\zeta\omega_n$ y $k_1 = \omega_n^2$ que representan el factor de amortiguamiento deseado y el término independiente de la frecuencia natural del polinomio característico del sistema de bucle cerrado.

Uso la señal de error de estabilización de salida, $e(t) = y(t) - Y$, y la señal de entrada de control, $u(t)$, como identificador para los parámetros del controlador P-D, k_2 y k_1 , dicho identificador puede iniciarse en cualquier momento de evaluación arbitrario $t_e > 0$, y es capaz de obtener resultados precisos sobre el valor de los parámetros en un intervalo de tiempo pequeño de la forma: $[t_e, t_e + \delta]$.

Además, en [98] realizó la estimación de parámetros en línea para el control de sistemas no lineales, donde presento a través de un primer orden elemental, un problema de robustez

particular de enfoque propuesto para la estimación de parámetros algebraicos, pero ahora, la entrada de control disponible es una señal discontinua de alta frecuencia del tipo bang-bang. Considero el siguiente sistema lineal conmutado elemental que presenta un parámetro desconocido a (A11).

$$\dot{x} = -ax + u \quad y = x, u \in \{0, W\} \quad (A11.1.23)$$

Y propuso la siguiente dinámica moduladora (A12):

$$\dot{e}(t) = u_{av} - u, \quad u = \frac{W}{2} [1 + \text{sign } e(t)] \quad (A12)$$

El controlador de equivalencia de certeza lo expreso como, (A13):

$$u_{au} = u^* - \left[\frac{(\gamma_1 - ae\gamma_2 + a^2 e)s + \gamma_0}{s(s + (\gamma_2 - ae))} \right] (y - y^*) \quad (A13)$$

$$u^* = ae y^*$$

Donde, a_e es la estimación algebraica rápida en línea del parámetro desconocido a , obtenida en un pequeño intervalo de tiempo $\varphi > 0$, sobre la base de la dinámica entrada-salida utilizando la entrada conmutada u obtenida del analógico al modulado binario.

A continuación, se presenta otro ejemplo de identificación algebraica. Para el modelo de un carro sin fricción se considera el carro de masa m que se muestra en la Figura A1, en donde se considera que la fricción es despreciable, x es el desplazamiento del carro y u es una fuerza externa que actúa como variable de control.

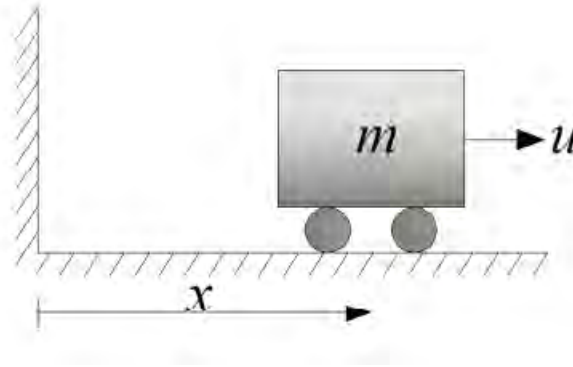


Figura A1 Carro sin fricción [98].

Aplicando la segunda ley de newton se obtiene el modelo matemático (A14)

$$m\ddot{x} = u \quad (A14)$$

Donde:

- u es la entrada de control en lazo abierto diferente de cero

- X es perfectamente conocida
- $x(t_0) = x_0$ y $\dot{x}(t_0) = \dot{x}_0$

Con esta información se puede identificar el parámetro de masa m . La masa es colocada en una distancia x_0 del origen.

Aplicando transformada de Laplace, (A15):

$$m(s^2 X(s) - sx(0) - \dot{x}(0))e^{-st_0} = U(s)e^{-st_0} \quad (A15)$$

Derivando dos veces para obtener las condiciones iniciales se obtiene, (A16):

$$m \left(2X(s) + 4s \frac{d}{ds} X(s) + s^2 \frac{d^2}{ds^2} X(s) \right) = \frac{d^2}{ds^2} U(s) \quad (A16)$$

Posteriormente se multiplica por s^{-2} para regresar al tiempo y evitar las derivadas, obteniendo (A17).

$$m \left(2s^{-2} X(s) + 4s^{-1} \frac{d}{ds} X(s) + \frac{d^2}{ds^2} X(s) \right) e^{-st_0} = s^{-2} \frac{d^2}{ds^2} U(s) e^{-st_0} \quad (A17)$$

En el dominio del tiempo, queda como (A18):

$$\begin{aligned} 2m \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} x(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 - 4m \int_{t_0}^t (\sigma_1 - t_0) x(\sigma_1) d\sigma_1 + (t - t_0)^2 x(t) \\ = \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} (\sigma_1 - t_0)^2 u(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 \end{aligned} \quad (A18)$$

Expresado de la forma: $\frac{1}{m} = \frac{n(t)}{d(t)}$

Donde:

- $n(t) = 2 \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} x(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1 - 4 \int_{t_0}^t (\sigma_1 - t_0) x(\sigma_1) d\sigma_1 + (t - t_0)^2 x(t)$
- $d(t) = \int_{t_0}^t \int_{t_0}^{\sigma_1} (\sigma_1 - t_0)^2 u(\sigma_2) d\sigma_2 d\sigma_1$

El parámetro inverso de la masa identificada $\frac{1}{m_e}$ es, por supuesto, válido siempre que el denominador no pase por cero. Note, que el denominador no puede ser idénticamente cero en cualquier intervalo de tiempo abierto. Pues, suponiendo que esto es cierto, entonces $u(t)$ también es idénticamente cero en ese intervalo, lo cual contradice a la hipótesis acerca de la señal de prueba [97].

Afines de identificar el comportamiento del modelado se muestra en la figura A2. La gráfica procesada en el software de simulación MSC Adams View propuestas a través de la siguiente variación lineal en el tiempo ecuación, para la identificación de su masa a 0.8kg

$$n(t) = (t - t_0)^2 x(t) + z_1$$

$$\dot{z}_1 = -4(t - t_0) x(t) + z_2$$

$$\dot{z}_2 = 2x(t)$$

$$\dot{y}_1 = y_2$$

$$\dot{y}_2 = (t - t_0)^2 u(t)$$

(A19)

Con:

- $\dot{z}_1(t_0) = z_1(t_0) = 0$
- $y_1(t_0) = y_2(t_0) = 0$

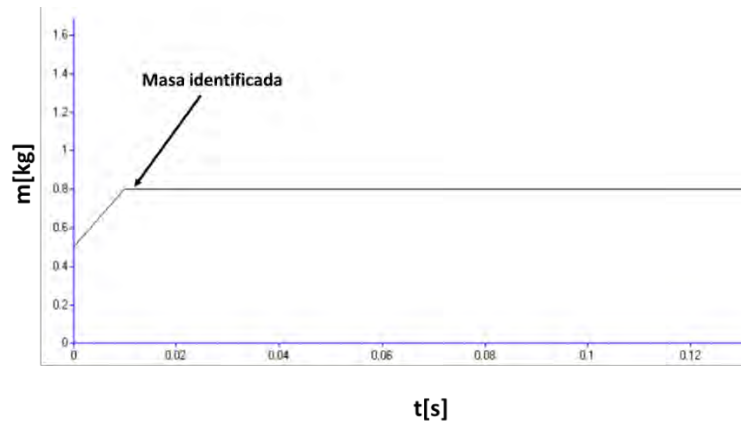
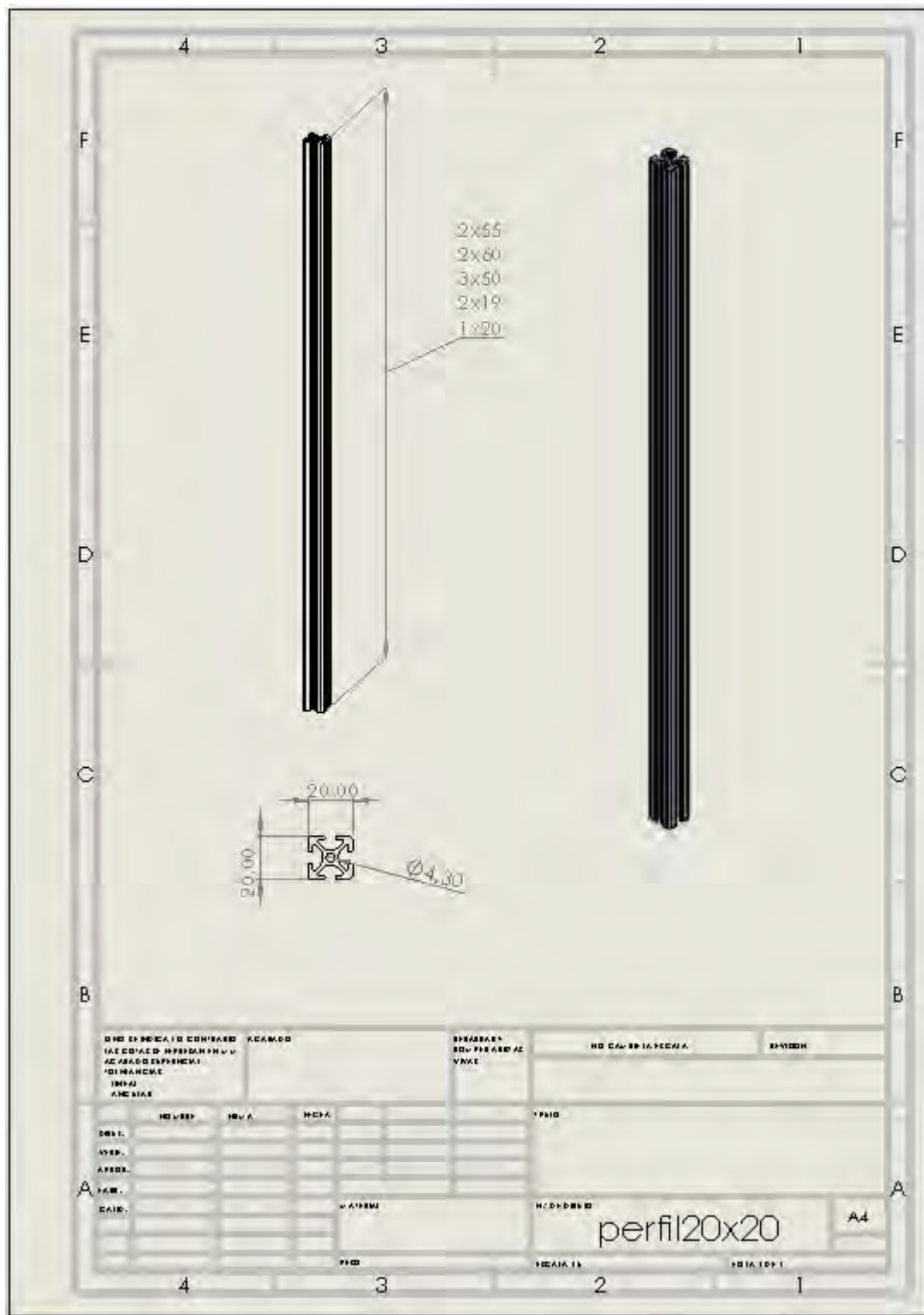


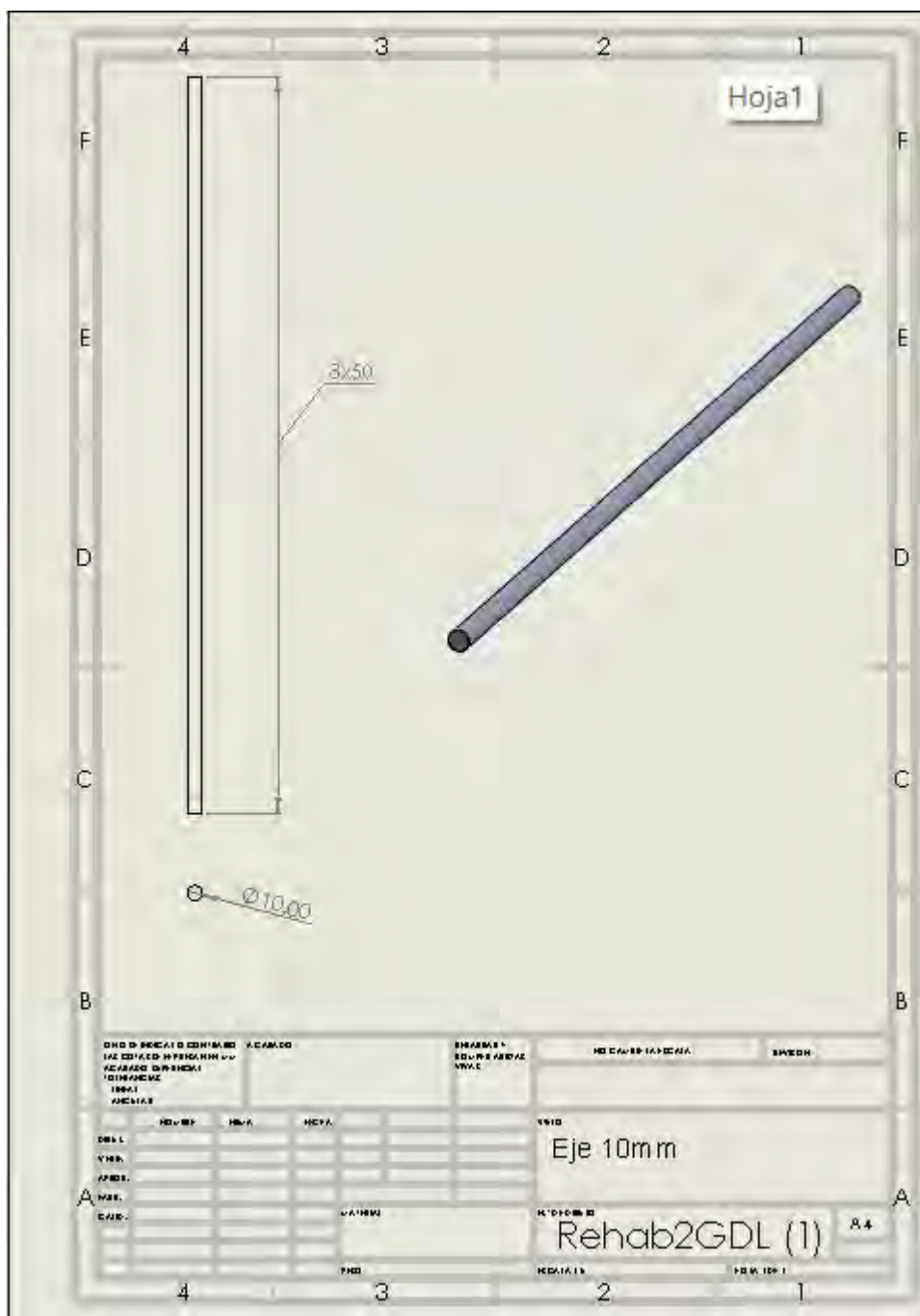
Figura A2 Simulación en MSC Adams de Carro sin fricción [98].

Apéndice 2

Planos de construcción del rehabilitador de 2GDL

Diseño de componentes para el rehabilitador

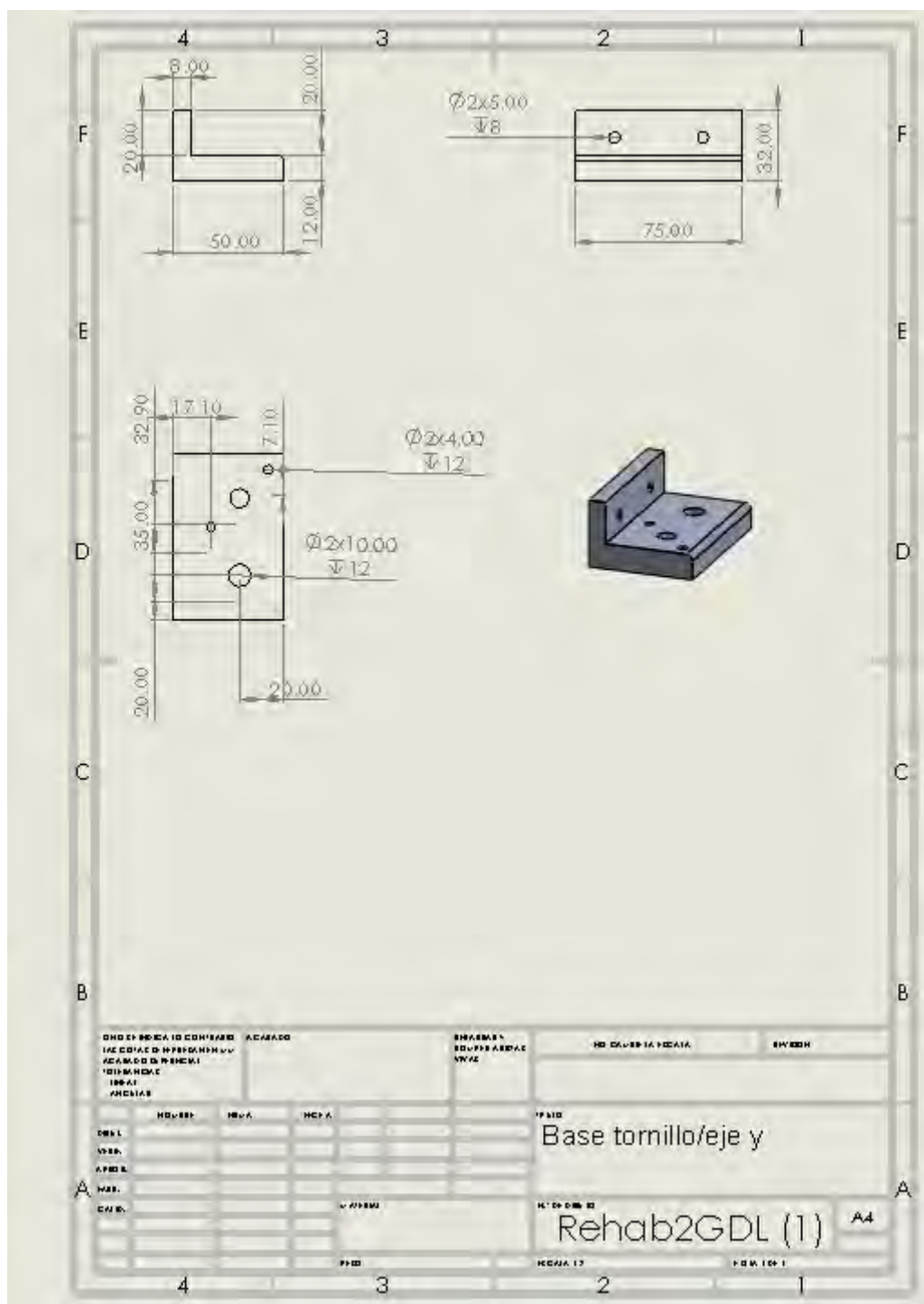




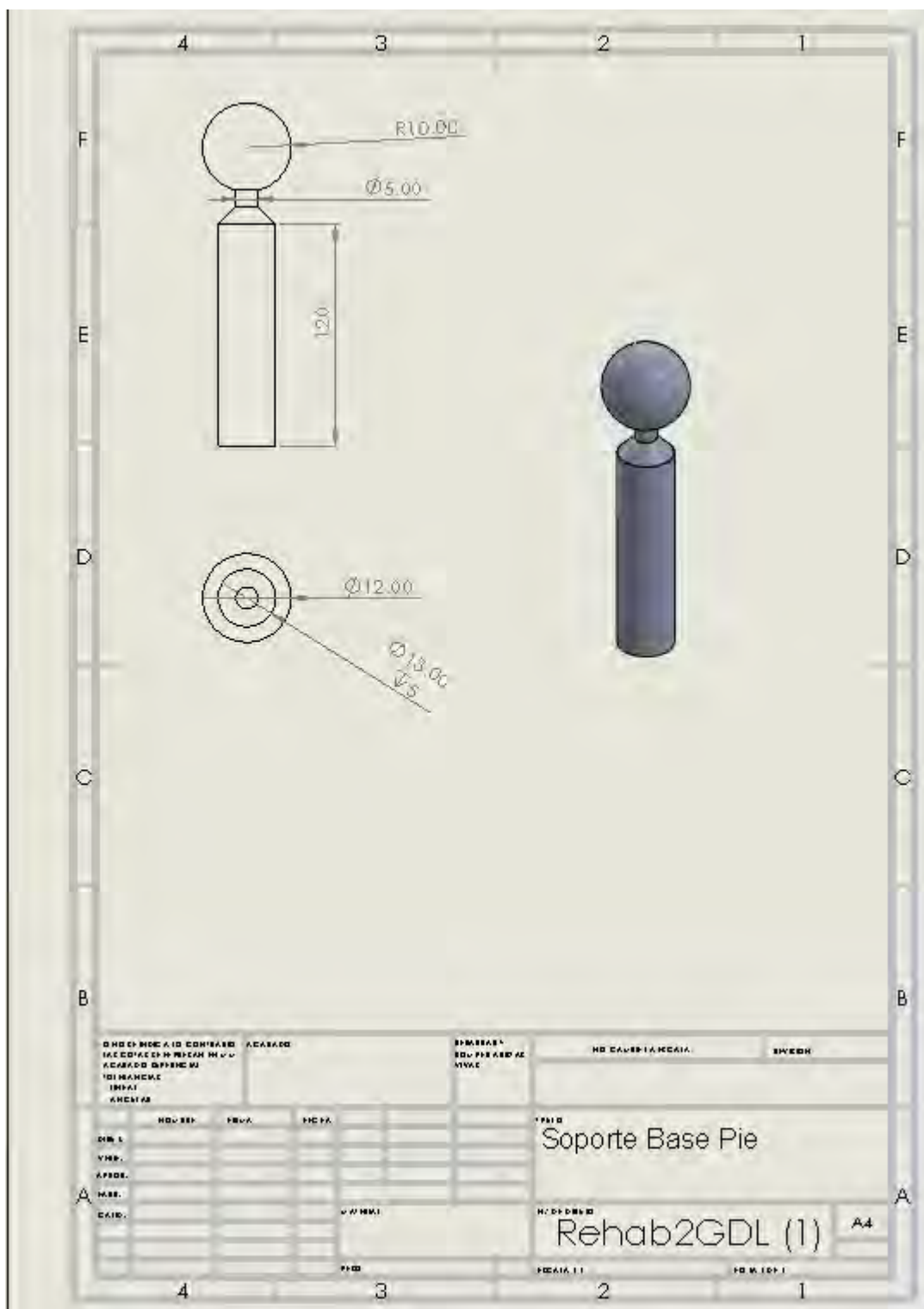


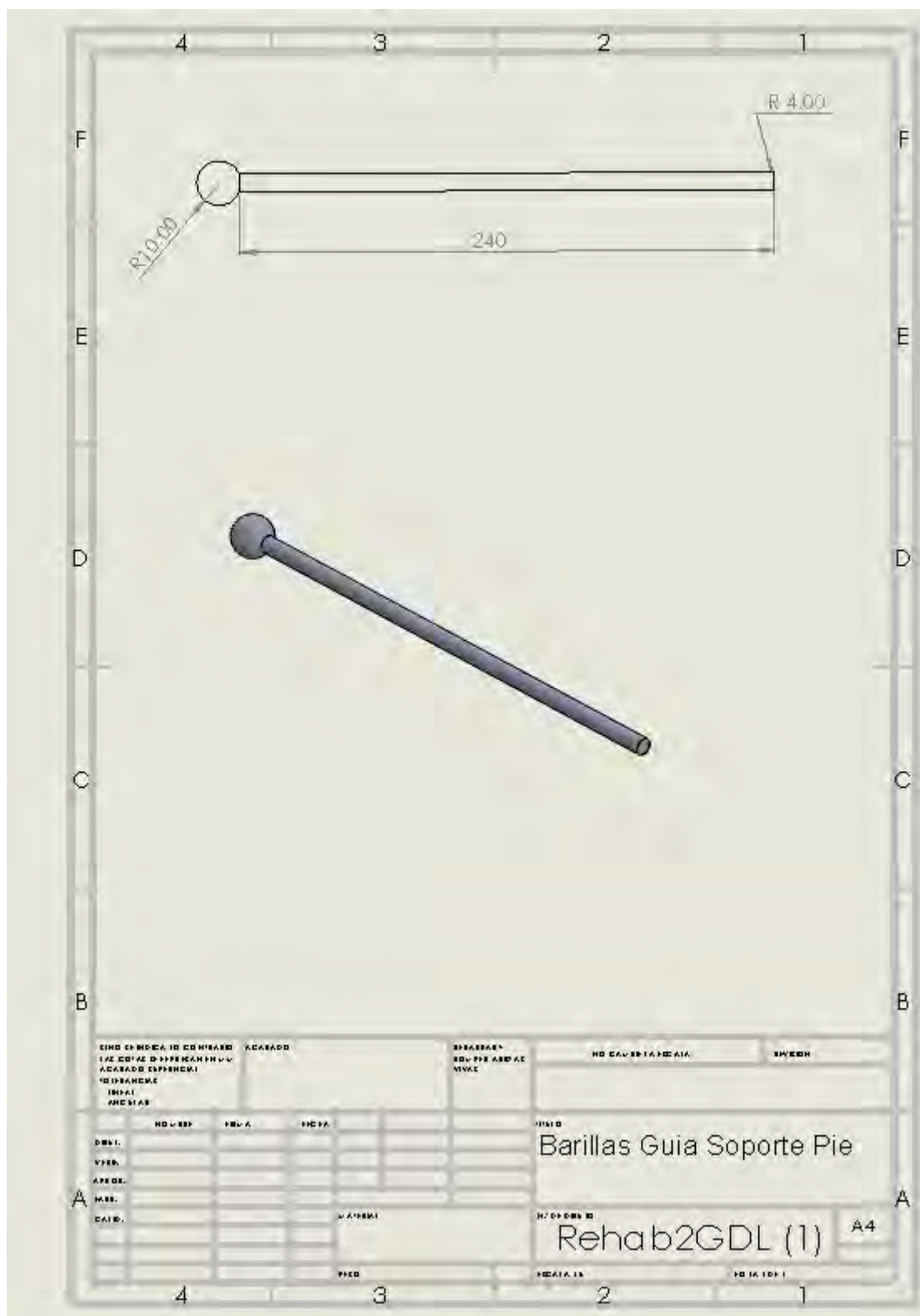




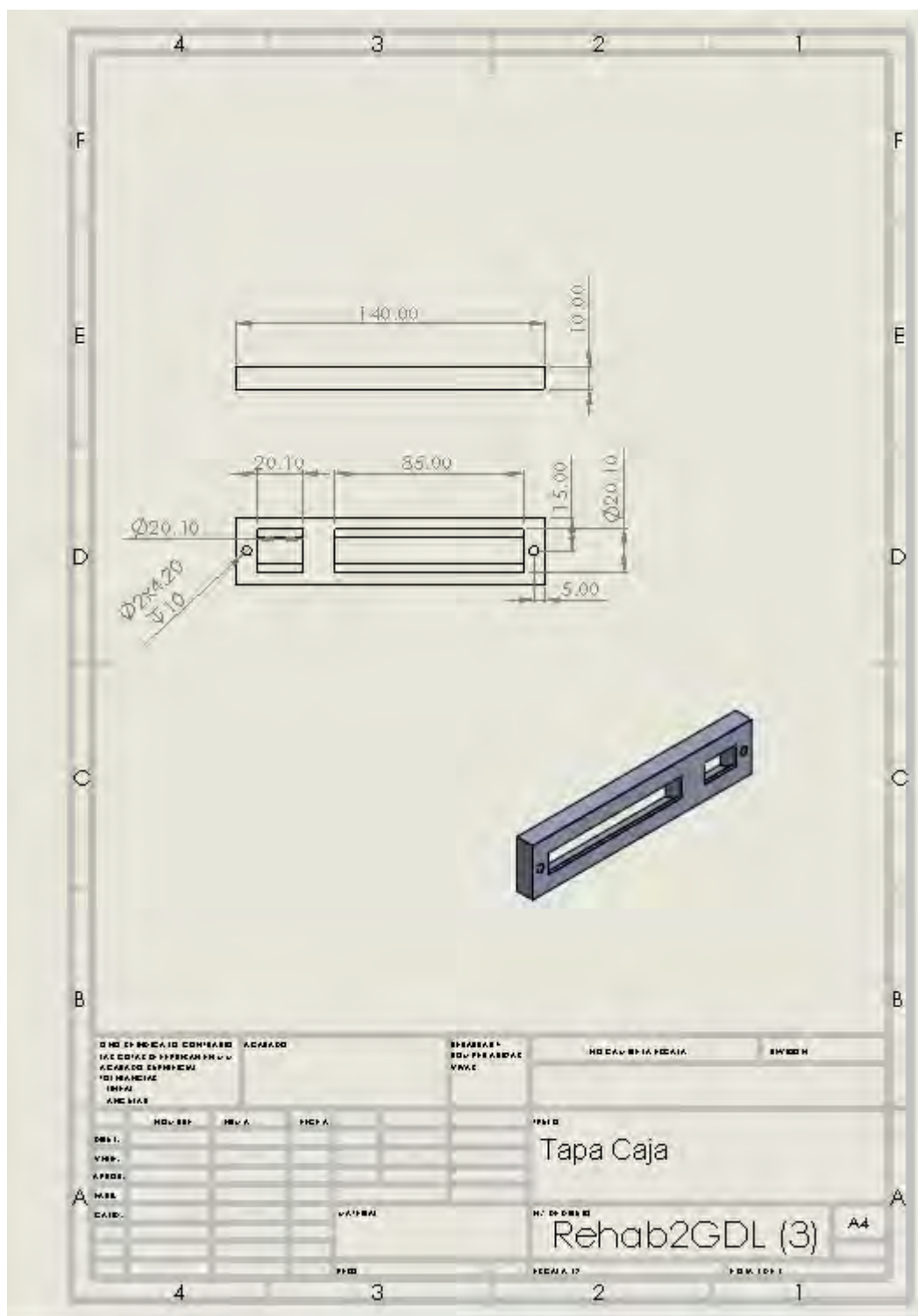


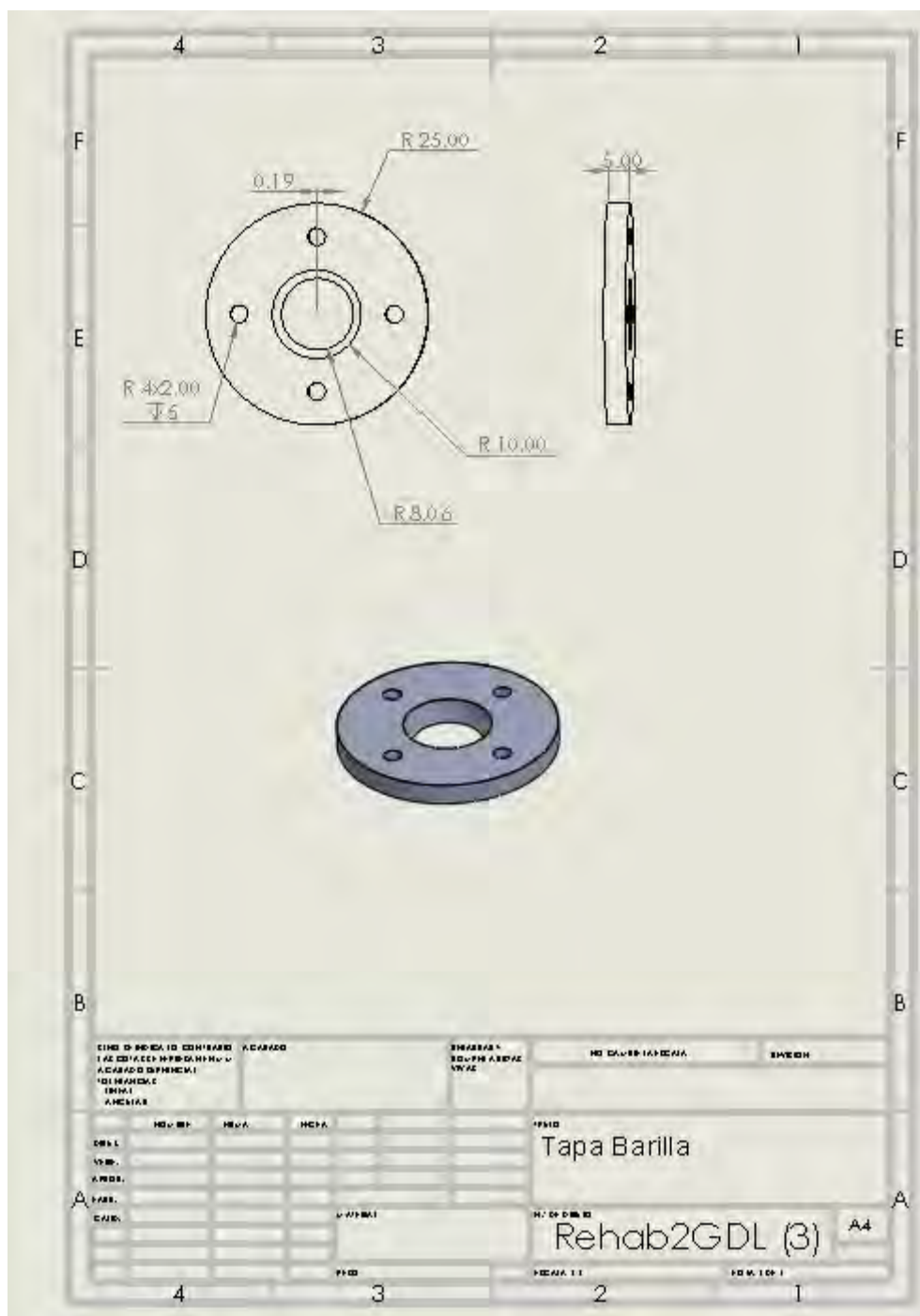


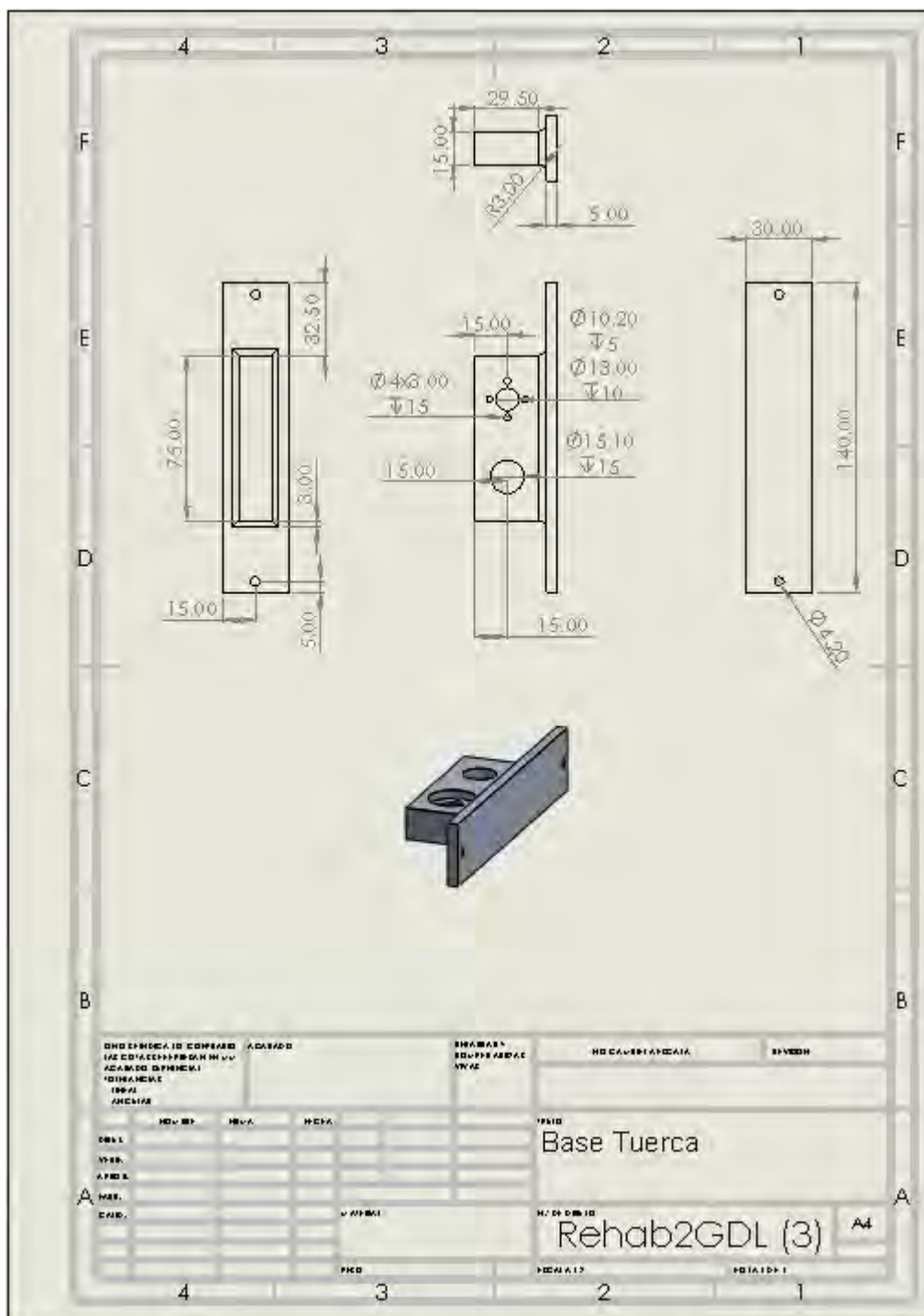












Apéndice 3

Representación del identificador algebraico en el entorno Simulink.

En la figura A 3.1 refleja de manera gráfica la estructura y funcionamiento del identificador, permitiendo su análisis dinámico mediante simulación. La configuración presentada es esencial para entender el comportamiento del sistema en función de sus parámetros y condiciones iniciales.

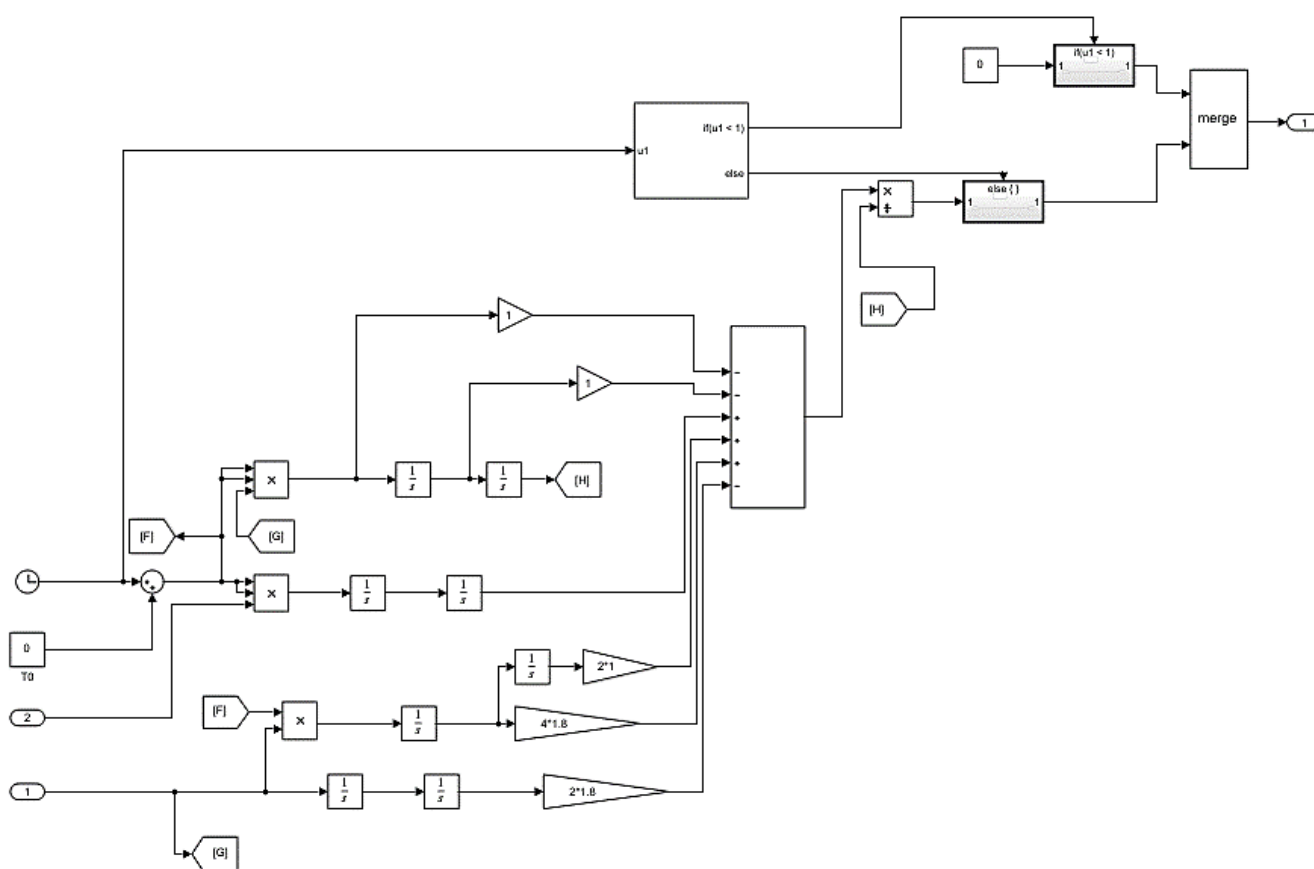


Figura A 3.1 Representación del identificador algebraico en el entorno Simulink.

Posteriormente, en la siguiente figura se ilustra el modelo matemático con la incorporación de un control PID. Este controlador se ha diseñado para obtener un mejor desempeño en la regulación del valor deseado, garantizando estabilidad y mejorando su respuesta dinámica ante perturbaciones constantes.

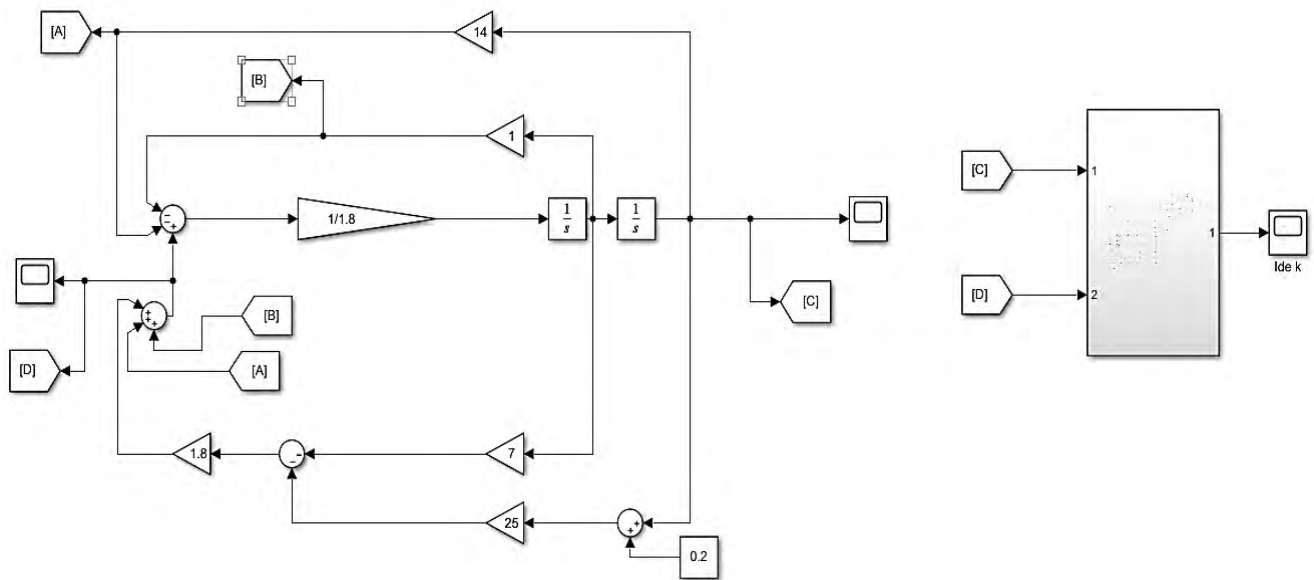


Figura A 3.2 Representación modelo matemático y control PID en el entorno Simulink.

Simulación integrada entre Simulink y MSC Adams

La simulación del sistema fue llevada a cabo en el entorno de Simulink, complementado con su enlace al programa de simulación MSC Adams, que permitió modelar de manera más precisa la interacción dinámica del sistema. Este enfoque integrado combina la versatilidad del modelado matemático en Simulink con la capacidad de MSC Adams para realizar simulaciones de sistemas mecánicos multicuerpo con prototipos virtuales.

Se realizaron simulaciones considerando dos configuraciones de rigidez 0 y 0.1 Nm/deg para dorsiflexión, donde se implementó un control PID con seguimiento de trayectorias

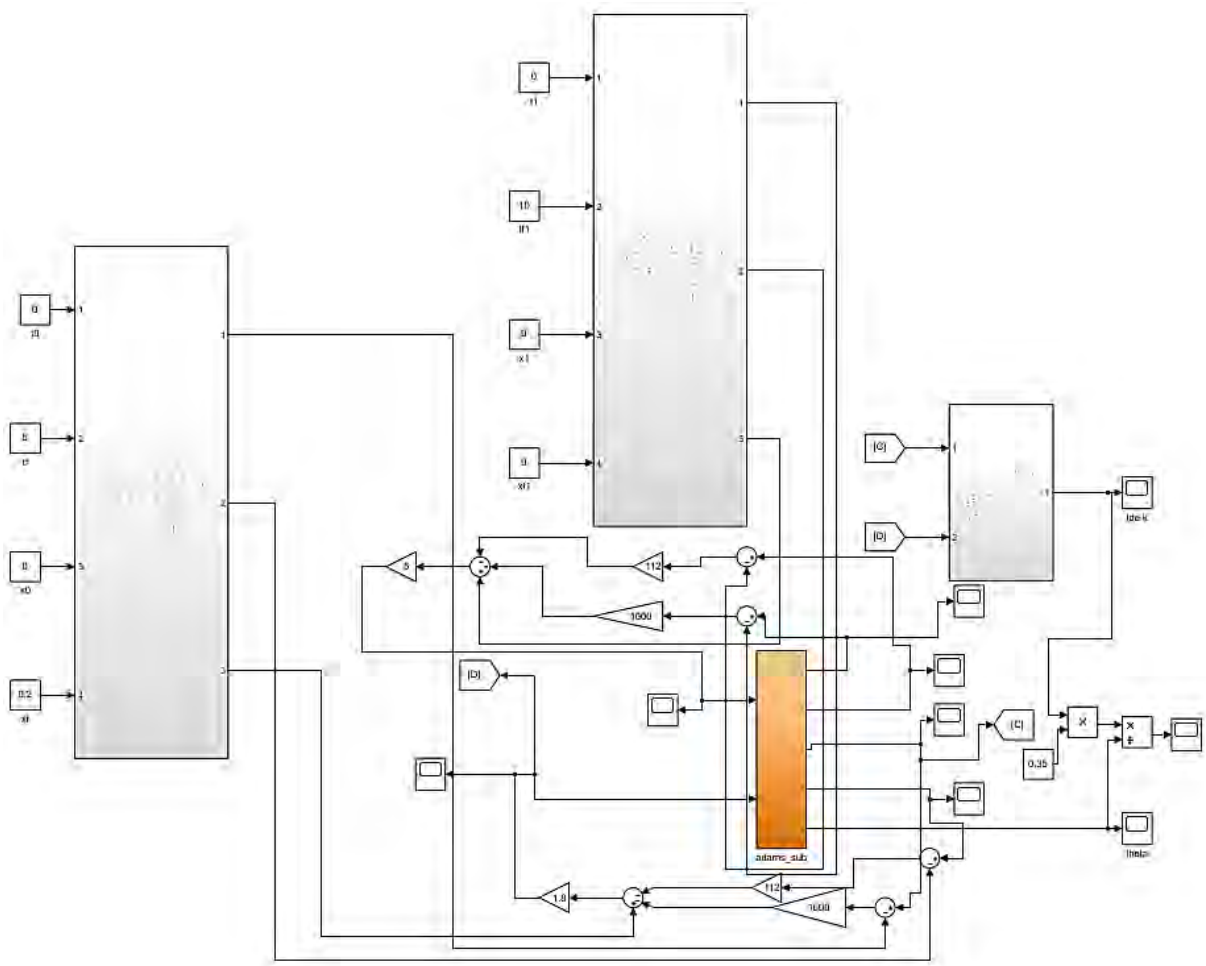


Figura A 3.3 Representación del modelo matemático y control PID con seguimiento de trayectorias en el entorno Simulink para su enlace con el programa MSC Adams.

Los resultados obtenidos de las simulaciones, mostrados en la figura a continuación, evidencian el comportamiento del sistema en ambas condiciones. La señal de posición deseada en el eje Z presentó una trayectoria suave y continua hasta alcanzar el valor objetivo de 0.2, como se observa en la trayectoria superior derecha. El tiempo de respuesta estimado para alcanzar el valor a identificar 35 Nm/deg es de aproximadamente 4 a 5 segundos, como se observa en la trayectoria inferior derecha. Esto demuestra que el identificador algebraico implementado funciona correctamente. Por su parte, la figura izquierda muestra una representación gráfica general de la simulación realizada. La comparación entre los resultados generados por Simulink y MSC Adams, los resultados obtenidos son las respuestas graficas de convergencia del sistema en el entorno MSC Adams, reflejando la interacción entre los componentes y la influencia de los parámetros de rigidez en el sistema. Las siguientes gráficas presentan los resultados obtenidos, destacando la concordancia entre ambos entornos y validando la robustez del identificador algebraico propuesto.

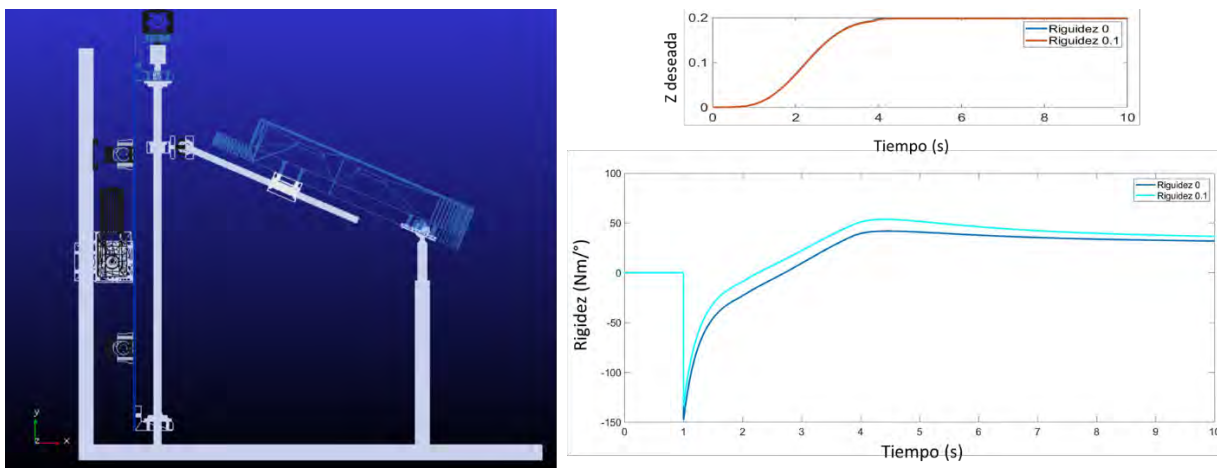


Figura A 3.3 Resultados de la simulación entre el programa Simulink y su enlace con MSC Adams

Apéndice 4

Protocolo de evaluación

Los siguientes formatos corresponden al protocolo de evaluación designado para los usuarios seleccionados, con el fin de guiar la elección, seguimiento y desarrollo de las pruebas realizadas con el dispositivo rehabilitador de tobillo. Este protocolo fue elaborado conforme a los lineamientos éticos nacionales para la investigación con seres humanos y fue sometido a evaluación ante el Comité de Ética del Instituto Tecnológico de Durango. No obstante, al momento de esta investigación, dicho comité se encuentra en un período de receso administrativo derivado del proceso de renovación de su registro oficial ante la Comisión Nacional de Bioética (CONBIOÉTICA). En consecuencia, si bien el protocolo fue revisado a nivel interno, la validación formal por parte del comité queda en espera de la reactivación de sus funciones oficiales.



Anexos

Consentimiento informado

Ing. Rodrigo Amador García Cerda

CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PARTICIPAR EN PRUEBAS FÍSICAS

Fecha: _____

Yo, _____ he sido informado y he tenido la oportunidad de hacer preguntas sobre mi participación en las pruebas físicas propuestas como parte del estudio titulado "Caracterización de la rigidez de tobillo utilizando un dispositivo rehabilitador de 2gdl".

Objetivo del Estudio: El propósito de este estudio es evaluar el funcionamiento y la eficacia del dispositivo rehabilitador para estimación de la rigidez en 10 usuarios mediante pruebas físicas.

Procedimientos: Como participante, se me pedirá que realice varias pruebas físicas de movimientos de dorsiflexión, plantarflexión, abducción y aducción en el dispositivo rehabilitador de tobillo. También se me solicitará completar un cuestionario que evaluará mi percepción de dolor, rigidez y función física en el tobillo.

Duración del Estudio: La duración estimada de mi participación será de aproximadamente de 15 minutos.

Riesgos y Beneficios: Se me ha informado que las pruebas físicas pueden implicar cierto esfuerzo y fatiga, pero no se anticipan riesgos significativos. Los beneficios potenciales incluyen contribuir al avance del conocimiento científico sobre el dispositivo rehabilitador para su uso en la identificación de la rigidez articular de tobillo, así como información sobre mi propio rendimiento en la articulación.

Confidencialidad: Toda la información recopilada durante el estudio se mantendrá confidencial. Los resultados se informarán de forma agregada y no se revelará información personal identificable.

Participación Voluntaria: Comprendo que mi participación en este estudio es voluntaria y que puedo retirarme en cualquier momento sin consecuencias. Mi decisión de participar o retirarme no afectará mi relación futura con los investigadores.

Contacto: Si tengo preguntas adicionales sobre el estudio, puedo comunicarme con la Ing. Rodrigo Amador García Cerda en el correo mi23ce141@cenidet.tecnm.mx.

Acepto participar voluntariamente en este estudio y entiendo las condiciones y procedimientos antes mencionados.

Firma del Participante: _____ Fecha: _____

Firma del Investigador: _____ Fecha: _____



Anexo 1 Consentimiento informado para participar en las pruebas físicas.

Cuestionario de evaluación del uso del dispositivo rehabilitador
Cerdá

Ing. Rodrigo Amador García

CUESTIONARIO DE EVALUACIÓN DEL DESEMPEÑO DEL DISPOSITIVO REHABILITADOR DE TOBILLO PARA LA ESTIMACIÓN DE LA RIGIDEZ.

Por favor, responda a las siguientes preguntas considerando su experiencia durante las pruebas físicas con el dispositivo rehabilitador, siendo lo más sincero posible, sus respuestas son esenciales para entender el desarrollo de los mecanismos de funcionamiento del dispositivo.

1. DATOS GENERALES

Edad	
Género	☐ Masculino ☐ Femenino ☐ Otro
¿Ha tenido alguna lesión en la articulación del tobillo?	☐ Sí ☐ No
Si respondió Sí, ¿qué tipo de lesión tuvo?	☐ Esguince ☐ Fractura ☐ Luxación ☐ Tendinitis ☐ Otras:

2. ESTADO ACTUAL DE LA ARTICULACIÓN

¿Siente que tiene poca movilidad en el tobillo?	☐ Sí ☐ No
¿Sufre espasticidad en la articulación del tobillo?	☐ Sí ☐ No
¿Se encuentra actualmente en tratamiento o bajo medicación?	☐ Sí ☐ No
Si respondió Sí, ¿cuál tratamiento o medicación está siguiendo?	

3. EVALUACIÓN DEL DISPOSITIVO REHABILITADOR

¿Cómo le pareció el funcionamiento del dispositivo?	☐ Muy bueno ☐ Bueno ☐ Regular ☐ Malo ☐ Muy malo
¿Cuál ha sido su experiencia con los resultados obtenidos?	☐ Muy satisfactoria ☐ Satisfactoria ☐ Neutra ☐ Insatisfactoria ☐ Muy insatisfactoria
¿Tuvo alguna molestia al usar el dispositivo?	☐ Sí ☐ No
Si respondió Sí, describa la molestia presentada:	
¿Qué mejoras sugeriría para el dispositivo?	
¿Considera que el uso del dispositivo para la identificación de la rigidez tendría un impacto positivo en la rehabilitación?	☐ Sí ☐ No
Comentarios adicionales sobre el impacto o desempeño del dispositivo:	

Muchas gracias por su colaboración.