



EDUCACIÓN

SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

Tecnológico Nacional de México

**Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico**

Tesis de Maestría

Juego serio para rehabilitación de tobillo

presentada por

Ing. Oscar Ivan Cirilo Piñon

como requisito para la obtención del grado de

**Maestro en Ciencias en Ingeniería
Mecatrónica**

Director de tesis

Dr. Andrés Blanco Ortega

Codirector de tesis

Dra. Andrea Magadán Salazar

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/158/2025

Asunto: Autorización de impresión de tesis

OSCAR IVAN CIRILO PIÑÓN
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECATRÓNICA
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 **"Juego serio para rehabilitación de tobillo"**, 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.

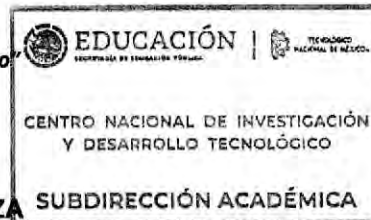
Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica®

"Conocimiento y Tecnología al Servicio de México"

CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO



c.c.p. Departamento de Ingeniería Mecatrónica
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





Educación
Secretaría de Educación Pública



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO



Centro Nacional de Investigación y Desarrollo tecnológico
Coordinación de Ingeniería Mecatrónica

Cuernavaca, Mor., 26/junio/2025

OFICIO No. MKT/035/2025

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. Oscar Ivan Cirilo Piñon con número de control M23CE152, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis de grado titulado "Juego serio para rehabilitación de tobillo" 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. Manuel Adam Medina
Revisor 1

Dra. Andrea Magadan Salazar
Codirector de tesis

M.C. Alfredo González Ortega
Revisor 2

C.c.p. Depto. Servicios Escolares.
Expediente / Estudiante
Iniciales ERT/mrsr



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

cenidet
Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico



A mi madre y padre, Teresa e Ignacio, por ser un ejemplo de fortaleza, compromiso y constancia. Así como de su cariño y apoyo incondicional para alcanzar todas mis metas y objetivos que me he planteado hasta hoy.

A mi hermano, Cesar, por ser mi reflejo, mi otra mitad y compañero de vida. Gracias por estar en cada paso y logro, apoyándome desde el inicio en el que llegamos a este mundo.

A mi hermana, Carmen (QEPD), por ser ese motor que hasta el día de hoy sigue brindándome la fuerza para seguir adelante y no rendirme ante nada.

Agradecimientos

Agradezco al Consejo Nacional de Humanidades, Ciencias y Tecnologías (CONAHCYT) por bríndame el apoyo económico que me permitió realizar este trabajo de tesis, el cual ha sido clave para mi formación y desarrollo académico.

Al Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) por aceptarme y permitirme continuar con mi formación académica convirtiendo esta institución en mi segunda casa.

A mi familia: a mis padres, Teresa e Ignacio, y a mis hermanos Cesar y Carmen, por ser mi hogar en todos los sentidos, así como una base firme en la que he construido mi camino. Por su amor, enseñanza, forma de pensar y por recordarme siempre quien soy, aun en los momentos en los que he tenido más duda.

A mi asesor de la ingeniería en el Tecnológico de Estudios Superiores de Jocotitlán (TesJo), Dr. Jorge Edmundo Mastache Mastache, por impulsarme en este camino de la investigación.

A mis asesores, Dr. Andrés Blanco Ortega y Dra. Andrea Magadan Salazar, por su amistad, disposición, su mirada crítica, aportaciones y por sacar lo mejor de mí durante todo el desarrollo de este proyecto de tesis.

A mis revisores, Dr. Manuel Adam Medina y MC. Alfredo González Ortega por sus comentarios, sugerencias y valiosas aportaciones que ayudaron a mejorar este trabajo.

A mis compañeros de generación y amigos, Ignacio Ríos, Rene Dávila, Melchor Camacho, Jefferson Martínez y Darim Hernández por su apoyo, amistad y motivación, así como los buenos momentos.

A cada profesor y compañero del departamento de Ing. Mecánica e Ing. Mecatrónica que pasó por mi camino durante este posgrado, gracias por aportar no solo conocimientos, sino también formas de pensar, cuestionar y construir.

A todos ustedes, gracias.

Resumen

Después de una lesión traumática en el tobillo, derivada de actividades cotidianas y deportivas (que involucren correr, caminar o saltar), debido a un mal cuidado o al gran periodo de inactividad de espera antes de la recuperación, se puede llegar a generar daños permanentes si es que no se atienden con un proceso de rehabilitación adecuado. Ante este panorama, la implementación de robots de asistencia ha permitido ofrecer movimientos seguros y precisos que efficientizan el proceso de terapia. No obstante, el carácter repetitivo y poco motivador incrementa el número de pacientes que optan por desertar. Para solucionar este problema, se ha propuesto la integración de un juego serio como herramienta de soporte terapéutica, orientado a mantener concentrado y motivado al paciente, con la finalidad de fomentar un progreso funcional.

En este trabajo se presenta el rediseño e instrumentación de una máquina de rehabilitación de tobillo con dos grados de libertad (2 GDL) que ejecuta movimientos de abducción/aducción y dorsi/plantarflexión, junto con el diseño y desarrollo de un juego serio (con 30 niveles en total) que permite sincronizarse al dispositivo por medio de un sistema de control de impedancias. Esto para lograr una terapia de tipo activa-resistiva que demande esfuerzo muscular por parte del paciente. El sistema responde a distintos niveles de dificultad que incrementan gradualmente la fuerza que se requiere para desarrollar un movimiento y el rango de desplazamiento permitido según las necesidades del paciente.

En la sección de resultados, se presenta una comparación entre tres controles de impedancia obtenidos de la literatura y aplicados en el mecanismo virtual, evaluando su desempeño en consumo energético, desplazamientos, fuerza del paciente y fuerza de respuesta del control de impedancia. Se realizaron un total de 18 simulaciones aplicando fuerzas de 5, 20 y 40N a los movimientos de dorsi/plantarflexión y abducción/aducción. El control de impedancia clásico propuesto por (Humberto *et al.*, 2013) demuestra una mejor eficiencia obteniendo los desplazamientos más rápidos, el menor consumo de energía cinética registrando 0.0031 Nm a 5 N y 0.0149 Nm a 40 N, así como una respuesta de control que menos esfuerzo requiere por parte de la máquina, registrando fuerzas de respuesta de 2.5N para 5N y 34N para 40N aplicados. Esto lo hace una elección viable para su implementación en el prototipo físico.

En pruebas físicas, tres sujetos completamente sanos desarrollaron un total de 20 pruebas intercambiando el nivel de operación en la máquina para alcanzar desplazamientos angulares de 5°, 10° o 15° con fuerzas requeridas de 20N, 30N y 40N. Se demostró que el sistema responde adecuadamente (mediante el control de impedancias) con una fuerza de respuesta inversa a la posición de la máquina y proporcional a la fuerza del paciente con un 16.6% menos fuerza aplicada. La validación del juego serio demostró una interactividad efectiva entre máquina-usuario, completando los dos primeros niveles de jugabilidad satisfactoriamente, donde la concentración del paciente se mantenía en el juego serio y el sistema responde adecuadamente mediante el control de impedancias permitiendo tolerancias de $\pm 2^\circ$.

En conclusión, se ha demostrado experimentalmente la efectividad del sistema para adaptar distintos niveles de terapia al nivel de avance del usuario implementando un juego serio. Esto obteniendo una forma de rehabilitación entretenida y efectiva para el usuario.

Contenido

	PÁGINA
Lista de figuras	ix
Lista de tablas	xii
Simbología	xiii
Abreviaturas y acrónimos	xv
CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN	1
1.1. ANTECEDENTES	1
1.1.1. Esguince de tobillo	1
1.1.2. Robótica de asistencia y servicio en rehabilitación de tobillo	2
1.1.3. Juegos serios en rehabilitación	2
1.2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
1.3. OBJETIVOS	4
1.3.1. Objetivo general	4
1.3.2. Objetivos específicos	4
1.4. HIPÓTESIS	4
1.5. JUSTIFICACIÓN	4
1.6. ESTRUCTURA DE LA TESIS	5
CAPÍTULO 2: ANÁLISIS DE FUNDAMENTOS	6
2.1. MARCO CONCEPTUAL	6
2.1.1. Movimientos del tobillo	6
2.1.2. Esguince de tobillo	7
2.1.3. Rehabilitación y fases de la rehabilitación de tobillo	8
2.1.4. Juego serio	10
2.1.5. Sistemas de control de impedancia	11
2.2. MARCO CONTEXTUAL	15
2.3. ESTADO DEL ARTE	16
2.3.1. Rehabilitadores de extremidades inferiores en Cenidet	16
2.3.2. Máquinas de rehabilitación de tobillo con aplicación a juegos serios	20
2.3.3. Conclusión del estado del arte	25
CAPÍTULO 3: MÁQUINA DE REHABILITACIÓN DE TOBILLO	28
3.1. FUNDAMENTO TEÓRICO MATEMÁTICO	28
3.1.1. Descripción del sistema	28
3.1.2. Modelo matemático	29
3.1.3. Diseño de un controlador tipo PID	31
3.1.4. Diseño de una trayectoria de referencia deseada	34
3.2. REDISEÑO DEL PROTOTIPO	35
3.2.1. Consideraciones de rediseño del rehabilitador	36
3.2.2. Antropometría del pie mexicano	38
3.2.3. Rediseño de la base móvil	40
3.2.4. Rediseño e implementación de los soportes	43
3.2.5. Análisis de elemento finito	47
3.2.6. Discusión	50
CAPÍTULO 4: DISEÑO Y DESARROLLO DEL JUEGO SERIO	51
4.1. DISEÑO CONCEPTUAL DEL JUEGO SERIO	52
4.1.1. Elección del software de desarrollo	53

4.2.	DISEÑO DE LOS ELEMENTOS INTERACTIVOS DEL JUEGO SERIO.....	54
4.2.1.	Diseño de personajes y objetos	54
4.2.2.	Diseño de escenarios	56
4.2.3.	Psicología del color en Juegos serios	57
4.3.	DISEÑO DE NIVELES.....	57
4.3.1.	Menú de inicio	58
4.3.2.	Nivel 1.....	58
4.3.3.	Nivel 2.....	59
4.3.4.	Nivel 3.....	60
4.4.	COMUNICACIÓN ENTRE EL JUEGO SERIO Y LA MÁQUINA DE REHABILITACIÓN	61
4.4.1.	Animaciones	63
4.5.	DISCUSIÓN	64
CAPÍTULO 5: DISEÑO E INTEGRACIÓN DE CONTROL DE IMPEDANCIAS		65
5.1.	ELECCIÓN DEL CONTROLADOR	65
5.1.1.	Controles de impedancia a comparar	68
5.1.2.	Parámetros de simulación	69
5.2.	DESARROLLO DE CONTROL DE IMPEDANCIAS CON LABVIEW.....	70
5.2.1.	Configuración para el control de motores	70
5.2.2.	Control de impedancia	75
5.3.	INTERFAZ DE USUARIO PRINCIPAL PARA EL DESARROLLO DE LA TERAPIA.....	77
5.3.1.	Posicionamiento manual	78
5.3.2.	Control automático usando impedancias.....	78
5.4.	PRUEBAS EXPERIMENTALES CON PERSONAS SANAS	79
5.4.1.	Pruebas de seguridad.....	79
5.5.	VALIDACIÓN DEL JUEGO SERIO MEDIANTE PRUEBAS EXPERIMENTALES.....	83
5.5.1.	Consideraciones para las pruebas experimentales con el juego serio.....	84
5.5.2.	Pruebas experimentales con el juego serio.....	84
5.6.	DISCUSIÓN	85
CAPÍTULO 6: ANÁLISIS Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS		86
6.1.	SIMULACIONES IMPLEMENTANDO CONTROL PID.....	86
6.1.1.	Implementación de polinomio de Bézier en el controlador PID.....	88
6.2.	COMPARACIÓN ENTRE CONTROLADORES DE IMPEDANCIA.....	90
6.2.1.	Resultados de las pruebas simuladas.....	90
6.3.	RESULTADOS DE LAS PRUEBAS FÍSICAS	99
6.3.1.	Prueba de rango mínimo en abducción-aducción-dorsiflexión-plantarflexión	99
6.3.2.	Prueba de limitación con cada nivel del mecanismo	101
6.3.3.	Pruebas con niveles de dificultad	102
6.4.	RESULTADOS DE LAS PRUEBAS EXPERIMENTALES APLICANDO EL JUEGO SERIO	108
6.4.1.	Respuesta para el Nivel 1 del juego serio.....	108
6.4.2.	Respuesta para el Nivel 2 del juego serio.....	111
6.5.	DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES DE LOS RESULTADOS.....	114
CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....		116
7.1.	CONCLUSIONES.....	116
7.2.	ORIGINALIDAD	117
7.3.	APORTACIONES.....	117
7.3.1.	Aportaciones de difusión con publicación de artículos	118
7.4.	TRABAJOS FUTUROS	119
BIBLIOGRAFÍA		120
ANEXO 1: CARACTERIZACIÓN DE MOTORES		126
ANEXO 2: COMUNICACIÓN MÁQUINA-JUEGO SERIO		130
ANEXO 3: DIAGRAMAS DE BLOQUES EN LABVIEW		133
ANEXO 4: DISEÑOS CAD		136

Lista de figuras

Capítulo 2

Figura 2. 1: Planos anatómicos de un pie-tobillo.	6
Figura 2. 2: Esguince de tobillo [21].	7
Figura 2. 3: Tipos de rehabilitación de tobillo.	8
Figura 2. 4: Tipos de rehabilitación: a) Activa, b) Pasiva, c) Asistida, d) Resistiva [21].	9
Figura 2. 5: Características de un juego serio.	10
Figura 2. 6: Juego serio aplicado a rehabilitador de tobillo [27].	11
Figura 2. 7: Esquema de un control de impedancias general [29].	12
Figura 2. 8: Máquina para medir la rigidez en tobillos [30], [31].	12
Figura 2. 9: Diagrama de bloques de un control de impedancias [36].	14
Figura 2. 10: Prototipo virtual de rehabilitador de tobillo [39] y [40].	16
Figura 2. 11: Rehabilitador de tobillo de 2 GDL con movimientos X-Y [41], [42].	16
Figura 2. 12: Máquina de rehabilitación de tobillo [43].	17
Figura 2. 13: Prototipo rehabilitador de tobillo de 3 GDL [47].	17
Figura 2. 14: Juegos serios usados en rehabilitadores de tobillo en Cenidet [10].	18
Figura 2. 15: Juego serio desarrollado para la aplicación de rehabilitación de tobillo [25].	18
Figura 2. 16: Ejemplos de cadenas cinemáticas más utilizadas en la arquitectura de robots asistentes: serial (izquierda) y paralelo (derecha).	20
Figura 2. 17: Plataforma Stewart y dispositivo Rutgers [51].	20
Figura 2. 18: Rehabilitador de tobillo como control en un juego de vuelo [52].	21
Figura 2. 19: Rehabilitador de tobillo interconectado a un juego serio para evitar obstáculos [53].	21
Figura 2. 20: Rehabilitadores de tobillo de [54] y [55].	22
Figura 2. 21: Rehabilitador de 1 GDL [56].	22
Figura 2. 22: Rehabilitador Anklebot y juego serio simple [35].	22
Figura 2. 23: Sistema mecatrónico de rehabilitación integral de tobillo [57].	23
Figura 2. 24: Rehabilitador de tobillo T-FLEX [59].	23
Figura 2. 25: Rehabilitador de piernas-tobillo con Juego serio de realidad virtual [60].	24
Figura 2. 26: Rehabilitador de tobillo con sensores de movimiento [62] y [63].	24

Capítulo 3

Figura 3. 1: Prototipo virtual.	28
Figura 3. 2: Diagramas de cuerpo libre para la máquina de rehabilitación de tobillo: área de operación (izquierda) y distribución de fuerzas, masas y amortiguamientos (derecha).	29
Figura 3. 3: Control de trayectorias PID para movimiento de a) Abducción, b) Aducción, c) Dorsiflexión y d) Plantarflexión.	33
Figura 3. 4: Estructura del rehabilitador de tobillo de 2 GDL.	35
Figura 3. 5: Plataforma móvil con chumaceras lineales.	36
Figura 3. 6: Ensamble de ejes en la plataforma móvil.	36
Figura 3. 7: Movimiento complejo en círculo o elipse en el rehabilitador [42].	37
Figura 3. 8: Puntos de contacto principal en un pie humano [Imagen modificada obtenida de Freepik].	37
Figura 3. 9: Marcas utilizadas en [73] para obtener las medidas antropométricas del pie y tobillo de la población mexicana: A) altura del tobillo, B) Anchura del talón, C) Longitud del pie y D) Anchura del pie.	38
Figura 3. 10: Marcas utilizadas en [73] para obtener las medidas antropométricas del pie y tobillo de la población mexicana masculina (operadores de autotransporte) en un rango de edad entre los 18 a 68 años: A) Largo funcional del pie, B) Altura funcional del pie, C) Longitud del pie y D) Anchura del pie.	39
Figura 3. 11: Diseño de la plataforma móvil inferior.	40

Figura 3. 12: División de la plataforma móvil inferior para su impresión en 3D.	40
Figura 3. 13: Plataforma móvil superior.	41
Figura 3. 14: Elemento de contacto con el empeine del pie para movimientos de dorsiflexión.	41
Figura 3. 15: Elemento de contacto lateral.	42
Figura 3. 16: Ensamblaje del rediseño de la plataforma móvil.	42
Figura 3. 17: Vista explosionada del rediseño.	42
Figura 3. 18: Aplicación de la plataforma móvil rediseñada en prototipo principal del rehabilitador.	43
Figura 3. 19: Elementos disponibles para el rediseño de los soportes para los nuevos motores (motorreductores).	43
Figura 3. 20. Rediseño de los soportes para los motores.	44
Figura 3. 21: Ensamblaje de los soportes para los motorreductores.	45
Figura 3. 22: Soporte lineal para movimientos horizontales.	45
Figura 3. 23: Implementación de soportes lineales en la máquina de rehabilitación de tobillo: a) Diseño original propuesto en [42] (con solo un soporte lineal) y b) Rediseño propuesto (con doble soporte lineal)... ..	46
Figura 3. 24: Figuras de referencia entre el prototipo simulado vs prototipo real.	47

Capítulo 4

Figura 4. 1: Contexto general de la aplicación de un juego serio en la máquina de rehabilitación de tobillo de 2 GDL.	51
Figura 4. 2: Estructuración de los niveles en un juego serio.	53
Figura 4. 3: Diseño de escenarios.	56
Figura 4. 4: Zonas de riesgo en el diseño de escenarios.	56
Figura 4. 5: Interfaz principal del juego serio.	58
Figura 4. 6: Cenigame Nivel 1.	58
Figura 4. 7: Cenigame Nivel 2.	59
Figura 4. 8: Cenigame Nivel 3.	60
Figura 4. 9: Escenario visual que muestra el final del juego.	61
Figura 4. 10: Arduino leonardo.	61
Figura 4. 11: Sensor de fuerza FSR-400.	62
Figura 4. 12: Conexión electrónica del estado de censado en la máquina de rehabilitación.	62
Figura 4. 13: Diagrama de flujo de la programación principal de comunicación.	63

Capítulo 5

Figura 5. 1: Modelo dinámico del tobillo.	66
Figura 5. 2: Sistemas dinámicos en una sola dimensión para una actuación.	67
Figura 5. 3: Sistemas dinámicos masa-resorte-amortiguador acoplados a una posición deseada a)xd y b)yd.	67
Figura 5. 4: Prototipo virtual creado en MSC Adams con sus conexiones y una simplificación de ellas.	69
Figura 5. 5: Configuración electrónica para el control de motores.	71
Figura 5. 6: Conversión de pulsos para la obtención de la posición, velocidad y aceleración.	72
Figura 5. 7: Obtención de la corriente, voltaje y torque en el motor.	73
Figura 5. 8: Relación de resistencia vs fuerza aplicada en un sensor FSR-400 [web: https://www.interlinkelectronics.com/]	73
Figura 5. 9: Configuración de los sensores de fuerza en el sistema de LabVIEW.	74
Figura 5. 10: Diagrama de la programación desarrollada en LabVIEW e implementada al mecanismo físico.	75
Figura 5. 11: Diagrama de bloques del control de impedancia para el eje x.	76
Figura 5. 12: Manipulación del mecanismo mediante control de impedancias.	77
Figura 5. 13 Respuesta del controlador de impedancia aplicando un movimiento de plantarflexión con un desplazamiento de -5°: posición del mecanismo (izquierda), fuerza ejercida por el paciente (centro) y la respuesta del control de impedancia (derecha).	77
Figura 5. 14: Interfaz de usuario.	77

Figura 5. 15: Desplazamientos de la máquina de rehabilitación usando el control de posicionamiento manual.	78
Figura 5. 16: Elección de niveles con control de impedancias.	78
Figura 5. 17: Límites permitidos con cada nivel de juego.	79
Figura 5. 18: Postura recomendada para las pruebas de seguridad.	80
Figura 5. 19: Instrumentos utilizados para la validación del juego serio.	83
Figura 5. 20: Método para el desarrollo de pruebas experimentales implementando el juego serio.	85

Capítulo 6

Figura 6. 1: Respuesta al movimiento lineal en el eje x sin perturbaciones a) Abducción y b) Aducción.	86
Figura 6. 2: Respuesta al movimiento angular en un ángulo θ sin perturbaciones a) Abducción y b) Aducción.	87
Figura 6. 3: Respuesta al movimiento lineal en el eje y sin perturbaciones a) Dorsiflexión y b) Plantarflexión.	87
Figura 6. 4: Respuesta al movimiento angular en un ángulo α , sin perturbaciones a) Dorsiflexión y b) Plantarflexión.	88
Figura 6. 5: Respuesta al movimiento lineal en el eje x sin perturbaciones (modificado) a) Abducción y b) Aducción.	88
Figura 6. 6: Respuesta al movimiento angular en un ángulo θ (modificado) a) Abducción y b) Aducción.	89
Figura 6. 7: Respuesta al movimiento lineal en el eje y (modificado) a) Dorsiflexión y b) Plantarflexión.	89
Figura 6. 8: Respuesta al movimiento angular en un ángulo α (modificado) a) Dorsiflexión y b) Plantarflexión.	90
Figura 6. 9: Respuestas al movimiento dorsiflexión-plantarflexión con una fuerza aplicada de 5N.	91
Figura 6. 10: Respuestas al movimiento dorsiflexión-plantarflexión con una fuerza aplicada de 20N.	92
Figura 6. 11: Respuestas al movimiento dorsiflexión-plantarflexión con una fuerza aplicada de 40N.	93
Figura 6. 12: Respuestas al movimiento abducción-aducción con una fuerza aplicada de 5N.	95
Figura 6. 13: Respuestas al movimiento abducción-aducción con una fuerza aplicada de 20N.	96
Figura 6. 14: Respuestas al movimiento abducción-aducción con una fuerza aplicada de 40N.	97
Figura 6. 15: Secuencia de movimientos respectiva para la prueba no.1.	99
Figura 6. 16: Respuestas del sistema referentes a la secuencia de movimientos de la prueba no.1 mostrando la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha). a)-c) movimiento de abducción, d)-f) movimiento de aducción, g)-i) movimiento de dorsiflexión y j)-l) movimiento de plantarflexión.	100
Figura 6. 17: Secuencia de movimientos respectiva para la prueba no.2.	101
Figura 6. 18: Respuestas del sistema para cada nivel de fuerza referentes a la secuencia de movimientos de la prueba no.2, mostrando la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha). a)-c) movimiento de dorsiflexión, d)-f) movimiento de plantarflexión.	102
Figura 6. 19: Posición del paciente en estado de reposo (sección blanca) y secuencia de movimientos para las pruebas no. 3 (sección verde), no. 4 (sección amarilla) y no. 5 (sección naranja).	103
Figura 6. 20: Respuestas del sistema para el nivel 1 referentes a la secuencia de movimientos de la prueba no. 3 con la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha).	104
Figura 6. 21: Respuestas del sistema para el nivel 2 referentes a la secuencia de movimientos de la prueba no. 4 con la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha).	106
Figura 6. 22: Respuestas del sistema para el nivel 3 referentes a la secuencia de movimientos de la prueba no. 5 con la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha).	107
Figura 6. 23: Entorno para el desarrollo de prueba experimental no. 6 en el Nivel 1 del juego serio.	109
Figura 6. 24: Respuestas del sistema para el nivel 1 del juego como prueba no. 6 mostrando la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha).	110
Figura 6. 25: Entorno para el desarrollo de prueba experimental no. 7 en el Nivel 3 del juego serio.	111
Figura 6. 26: Respuestas del sistema para el nivel 2 del juego como prueba no. 7 mostrando la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha).	112

Lista de tablas

Capítulo 2

Tabla 2. 1: Grados de movimiento libre para cada movimiento del tobillo [18].	7
Tabla 2. 2: Datos de la rigidez del tobillo en una persona sana obtenida de [30], [32] y [33].	13
Tabla 2. 3: Resumen de los proyectos realizados en CENIDET para rehabilitadores de tobillo.	19
Tabla 2. 4: Resumen del estado del arte para rehabilitadores-juegos serios.	26

Capítulo 3

Tabla 3. 1: Parámetros de simulación para el prototipo virtual (MSC Adams).	33
Tabla 3. 2: Medidas antropométricas de la población mexicana en áreas metropolitanas.	38
Tabla 3. 3: Medidas antropométricas de la población masculina (operadores de autotransporte).	39
Tabla 3. 4: Análisis de elemento finito para las piezas rediseñadas.	48

Capítulo 4

Tabla 4. 1: Diseño de personajes, objetos y fondos.	55
Tabla 4. 2: Psicología del color aplicada en el juego serio.	57
Tabla 4. 3: Asignación de animaciones.	64

Capítulo 5

Tabla 5. 1: Propuestas de control de impedancias.	68
Tabla 5. 2: Fuerzas generadas por el tobillo de personas sanas para movimientos de dorsi/plantarflexión en una máquina isocinética a 30°.	70
Tabla 5. 3: Relación Fuerza vs Voltaje en sensores de fuerza FSR-400.	74
Tabla 5. 4: Atributos físicos de los sujetos de prueba.	79
Tabla 5. 5: Rango máximo de fuerza en los tobillos de los sujetos de prueba.	80
Tabla 5. 6: Rango máximo de movilidad para aplicación de fuerza en los tobillos en los sujetos de prueba.	81
Tabla 5. 7: Promedio general de las pruebas de seguridad para su implementación en pruebas experimentales.	81
Tabla 5. 8: Número de interacciones promedio para cada nivel del juego serio.	84

Capítulo 6

Tabla 6. 1: Resultados de las pruebas virtuales para el movimiento Dorsiflexión/Plantarflexión.	90
Tabla 6. 2: Resultados de las pruebas virtuales para el movimiento Abducción/Aducción.	94

Simbología

α	Posición angular
θ, β	Posición angular
$\dot{\theta}, \dot{\alpha}$	Velocidad angular
$\ddot{\theta}, \ddot{\alpha}$	Aceleración angular
θ_d	Posición angular deseada
e	Error o diferencia de posición entre la posición real del sistema y la posición que se desea.
$\dot{e}$	Derivada del error
$\ddot{e}$	Doble derivada del error
N_m	Newton-metro
M_d, I_m	Momento de inercia
B_d, B_m	Amortiguación del dispositivo o unión
K_d, K_m	Rigidez
f_e	Fuerza del efector final o del último elemento encontrado en el extremo de un brazo robótico.
x_e	Superficie de contacto
L	Lagrangiano
F_1, F_2	Fuerza opuesta que genera el dispositivo en respuesta a una perturbación o fuerza externa.
P_1, P_2	Perturbaciones constantes y desconocidas que pueden involucrar la rigidez de una articulación, masas adicionales, la aplicación de fuerzas externas, entre otras
m_1, m_2	Masas
$x_1 d$	Posición lineal deseada
x_1, x_2	Posiciones lineales
$\dot{x}_1, \dot{x}_2, \dot{x}_d$	Velocidades lineales
$\ddot{x}_1, \ddot{x}_2, \ddot{x}_d$	Aceleraciones lineales
K	Energía cinética
V	Energía potencial
D	Energía de disipación
z_1, z_2, z_3, z_4	Estados
$\dot{z}_1, \dot{z}_2, \dot{z}_3, \dot{z}_4$	Derivadas de estados
b, b_1	Coefficiente de amortiguación viscosa
k_p	Constante proporcional

k_d	Constante derivativa
k_i	Constante integradora
μ_s	Coeficiente de fricción estático
μ_k	Coeficiente de fricción dinámico
τ_u	Torque aplicado por el usuario
τ_a	Torque generado por el ambiente o torque generado por una máquina en contra respuesta al torque τ_u .
F_p	Fuerza generada por el usuario
d_2, d_3, l	Distancias lineales.
k	Constante de rigidez en un resorte virtual (aplicado principalmente en el uso de softwares)
s	Segundos

Abreviaturas y acrónimos

Adams	Automatic Dynamic Analysis of Mechanical Systems (Análisis Automático de la Dinámica de Sistemas Mecánicos)
Cenidet	Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico
SG	Serious Games (Juegos serios)
VR	Virtual Reality (Realidad virtual)
AR	Aumented Reality (Realidad aumentada)
2D, 3D	2 dimensiones, 3 dimensiones
CAD	Computer Aided Design (Diseño Asistido por Computadora)
CAM	Continuous Active Motion (Movimiento Activo Continuo)
CPM	Continuous Pasive Motion (Movimiento Pasivo Continuo)
CD	Corriente directa
GDL	Grado de libertad
PID	Proporcional Integrativo Derivativo
PD	Proporcional Derivativo
DP - D/P	Movimientos de dorsiflexión o plantarflexión desarrollados con el tobillo
EI	Movimientos de eversión o inversión desarrollados con el tobillo
AA – Ab/Ad	Movimientos de abducción o aducción desarrollados con el tobillo
E. C	Energía cinética
E. P	Energía potencial
D. E	Disipación de energía
FS	Factor de seguridad
FEM	Análisis por elemento finito

Capítulo

1

Introducción

En este trabajo se presenta la construcción de un prototipo de rehabilitación de tobillo por medio de una máquina de rehabilitación de 2 grados de libertad (GDL) que desarrolla movimientos lineales en el orden de dorsi/plantarflexión y abducción/aducción (movimientos verticales y horizontales). En este se incorpora la aplicación de un juego serio por medio de un control de impedancias, buscando una terapia de tipo activa que demande una interactividad entre el usuario y el prototipo para generar una rehabilitación más entretenida.

1.1. Antecedentes

1.1.1. Esguince de tobillo

El tobillo es una de las partes más importantes y complejas del sistema esquelético ya que permite el desplazamiento del ser humano. Su importancia radica en su alta incidencia para contraer lesiones a nivel de sus ligamentos llamados comúnmente como esguinces. Esos son estiramientos y rupturas parciales o completas de cualquiera de los ligamentos encontrados en la región [1]. Un esguince de tobillo es provocado por actividades cotidianas que involucran movimientos bruscos y cambios de dirección (correr caminar o saltar), por lo que se estima que existe un caso diario por cada 10,000 personas mundialmente [2], [3]. En el ámbito deportivo, los esguinces presentan una de las patologías musculoesqueléticas con más frecuencia obteniendo el 30% de casos en lesiones deportivas en toda la población [4]. Dependiendo de la gravedad de la lesión, la parte afectada queda inmovilizada indefinidamente, produciendo daños graves como inestabilidad crónica, dolores percederos o un alto riesgo a contraer lesiones recurrentes. Con esto, es esencial un diagnóstico adecuado y un tratamiento especial para asegurar una recuperación completa y prevenir secuelas.

La rehabilitación de tobillo es un proceso o estrategia que se basa en la repetición de ejercicios físicos para recuperar habilidades perdidas y así restaurar la movilidad, función y estabilidad en las articulaciones. Esto siguiendo regímenes de entrenamiento, masajes u otras recibiendo asistencia clínica especializada o asistencia robótica. Desde esa perspectiva, se ha demostrado que los métodos de rehabilitación más eficientes involucran el uso de dispositivos de desestabilización o propiocepción [5].

1.1.2. Robótica de asistencia y servicio en rehabilitación de tobillo

Desde la creación de los robots de servicio en los últimos 50 años, estos habían sido dirigidos hacia dispositivos de valor práctico y simple. No fue hasta los años 60 que se implementó una orientación a la rehabilitación, sin embargo, este campo de la robótica es el menos desarrollado por la dificultad de replicar conductas humanas o la asistencia delicada de una extremidad. Para la rehabilitación de tobillo se han generado una gran cantidad de dispositivos que ofrecen beneficios como la precisión de movimientos terapéuticos, el ajuste a necesidades individuales y la capacidad de intensificar y controlar las sesiones de terapia de forma activa o pasiva [6], [7], [8]. Todo ello a partir de mecanismos que pueden clasificarse en dos: exoesqueletos u ortesis activa, y robots basados en plataformas [9]. Estos últimos son los más encontrados en la literatura ya que son mecanismos en donde el paciente coloca su pie sobre una plataforma para desarrollar movimientos o transmitir fuerzas. Aunado a ello, este tipo de dispositivos permiten una mejor distribución de la fuerza, rigidez y adaptabilidad de las propiedades mecánicas que requiere un tobillo.

Resumiendo, la robótica de asistencia y servicio orientada a la rehabilitación de tobillo desarrolla dispositivos interactivos para terapias de tipo activa y pasiva. Estos dispositivos ayudan a una recuperación física más rápida y a su vez, incorporan elementos recreativos que ayudan a incrementar la eficiencia del proceso. Estos elementos son los videojuegos, los cuales hacen que el proceso sea más inmersivo y motivador para el paciente [10].

1.1.3. Juegos serios en rehabilitación

Un juego serio son juegos o videojuegos desarrollados como productos de índole científico, militar, educacional etc. Son prácticamente ejercicios recreativos que se basan en escenarios reales o virtuales y que están diseñados para el entretenimiento de un usuario mientras se somete a cambios de comportamiento, entrenamientos o educación [11], [12], [13]. En la rehabilitación también son conocidos como videojuegos para el ejercicio (exergames) ya que se crea una reacción dependiendo a las acciones que realiza el paciente permitiendo ejercicios que requieren repeticiones o una retroalimentación del comportamiento de este [14].

A diferencia de los videojuegos convencionales, los juegos serios abordan la rehabilitación de forma directa y al mismo tiempo contribuyen al entretenimiento y diversión del usuario [15]. Además, los juegos serios utilizan diversas tecnologías como plataformas de desarrollo de videojuegos, procesos sensoriales, interfaces hombre-máquina, etc., los cuales pueden ser aprovechados directamente por los dispositivos de rehabilitación fabricados a lo largo del tiempo.

1.2. Planteamiento del problema

Como se mencionó en apartados previos, un esguince de tobillo puede ocurrir después de una lesión traumática por realizar alguna actividad física, deportiva o incluso tras una intervención quirúrgica. Esto hace que sea necesario un diagnóstico adecuado y una atención oportuna para evitar problemas crónicos, riesgos a futuro o daños permanentes, obteniendo así, una recuperación eficiente y completa.

La evolución de la robótica de asistencia y servicio posibilitó el desarrollo de dispositivos mecatrónicos orientados a la rehabilitación, permitiendo la ejecución de ejercicios (estiramientos, movimientos simples, etc.) de forma controlada y precisa. Sin embargo, la mayor parte de los aparatos de rehabilitación adoptan un enfoque pasivo, donde el paciente no se involucra activamente ni produce ningún esfuerzo muscular de relevancia. En cambio, todos los movimientos y desplazamientos los desarrolla el dispositivo, limitando la efectividad de la terapia tras no fomentar el fortalecimiento de ligamentos, tendones o músculos. Aunado a ello, considerando que la rehabilitación es un proceso lento y repetitivo, la motivación y concentración del paciente es un punto que debe tomarse en cuenta. Esto se debe a que impacta directamente en el interés del paciente por finalizar el tratamiento y, en consecuencia, en su éxito.

Ante esta problemática, surge la necesidad de desarrollar dispositivos que promuevan una participación activa del paciente, dependiendo principalmente de su esfuerzo físico y su respuesta ante diferentes estímulos. De esta forma, los juegos serios (videojuegos diseñados para aplicaciones más allá del entretenimiento) han demostrado ser una herramienta audiovisual eficaz que aumenta la motivación, concentración y compromiso del paciente con la terapia.

Para solventar dicha necesidad es necesario implementar un sistema de control de impedancias, el cual permita que el dispositivo funcione como un resorte con rigidez variable. En otras palabras, este tipo de control demanda un esfuerzo físico del paciente al requerir que se supere una fuerza determinada para realizar una acción, promoviendo el fortalecimiento del tobillo y así mismo, la señal resultante de esta acción empleada puede ser utilizada para integrarse con los diferentes niveles del juego serio. Este enfoque se conoce como movimiento activo continuo (CAM) y es un sistema poco explorado actualmente para rehabilitadores y sistemas con dos o más grados de libertad.

Por lo tanto, en este trabajo de tesis se propone el desarrollo de un sistema de rehabilitación de tobillo, utilizando una máquina con 2 GDL que integre un control de impedancia y un juego serio con niveles de dificultad progresivos, esto con la finalidad de ofrecer una terapia activa, participativa y motivadora para el paciente.

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivo general

Desarrollar un juego serio para la rehabilitación de tobillo, utilizando una máquina de rehabilitación de 2 grados de libertad con la integración de un sistema de control de impedancia.

1.3.2. Objetivos específicos

- Revisar el estado del arte de las temáticas de juegos serios, control de impedancia y rehabilitadores de tobillo existentes.
- Rediseñar, instrumentar y controlar la máquina de rehabilitación de 2 GDL implementando sensores y actuadores.
- Seleccionar el software de desarrollo para el juego serio.
- Diseñar y desarrollar un juego serio con al menos tres niveles de habilidad.
- Desarrollar una ley de control que permita la conexión entre el rehabilitador y juego serio.
- Desarrollar pruebas con personas sanas, utilizando el rehabilitador con la interacción del videojuego serio.

1.4. Hipótesis

El uso de un juego serio que se interconecta a un rehabilitador de tobillo de 2 GDL logra sincronizar la intensidad de la terapia mediante un sistema de control para una rehabilitación activa con movimientos de dorsi/plantarflexión y aducción/abducción haciendo que el usuario se inmersa en su proceso de rehabilitación divertido y entretenido.

1.5. Justificación

Para mejorar el proceso convencional de rehabilitación activa en el tobillo, es necesario un tratamiento interactivo que mantenga concentrado y motivado al paciente, así como inmerso en la terapia para obtener una recuperación eficiente. En la literatura se ha demostrado que el uso de juegos serios en la rehabilitación aumenta considerablemente la atención del paciente generando un proceso divertido. En este trabajo, se propone el uso de una máquina de rehabilitación de tobillo de 2 GDL que combina movimientos de dorsiflexión-plantarflexión y abducción-aducción que integra la aplicación de un juego serio (videojuego) lo que permitirá recuperar la habilidad pérdida en el tobillo.

Para lograr la interacción entre el rehabilitador de tobillo y el juego serio, se deberán usar sensores para determinar la fuerza aplicada por el paciente en cada movimiento que desarrolle y, con la estrategia de control de impedancia, sincronizar los niveles del videojuego con el nivel de recuperación de la lesión. Es decir, inicialmente el paciente deberá aplicar poca fuerza con su pie en la plataforma móvil del rehabilitador para el nivel más bajo del videojuego; posteriormente, la fuerza del paciente se deberá incrementar conforme el nivel

del juego sea más elevado. De esta manera, la mejora del paciente será progresiva, y mientras avance en el videojuego, la fuerza que deberá aplicar el paciente, así como el rango de movimiento serán mayores.

1.6. Estructura de la tesis

La estructura de este trabajo se divide en 7 capítulos subsecuentes que siguen el formato mostrado a continuación:

En el capítulo 2 se muestra un análisis de los fundamentos, con el objetivo principal de establecer los antecedentes y el estado del arte mediante proyectos, artículos científicos, libros y referencias relevantes para el tema de tesis.

En el capítulo 3 se describe la máquina de rehabilitación de tobillo a utilizar, así como su fundamento teórico matemático que define su comportamiento dinámico mediante el uso de sistemas de control clásico.

En el capítulo 4 se hace la selección del software de desarrollo para la creación del juego serio, indagando el diseño de niveles, sus mecánicas, la teoría del color implementada y el método de interacción con la máquina de rehabilitación.

En el capítulo 5: Se presenta el diseño e integración de un control de impedancia para la operación de la máquina de rehabilitación. Esto, mediante análisis y pruebas simuladas para comparar controles de impedancia ya establecidos en la literatura. Así mismo, se muestra un banco de pruebas experimentales desarrolladas con sujetos sanos, que valida el funcionamiento de la máquina de rehabilitación y el juego serio como sistema de rehabilitación de tobillo.

El capítulo 6 plantea todos los resultados obtenidos a través de las pruebas simuladas y pruebas experimentales para su análisis y discusión.

En el capítulo 7 se describen las conclusiones generales, la originalidad del proyecto de tesis, las principales aportaciones, así como una lista de sugerencias y trabajos futuros.

Por último, al final de la tesis se incluyen cuatro apéndices: el apéndice A muestra la caracterización realizada para los motores incluidos en la máquina de rehabilitación; el apéndice B muestra los códigos de programa que permite la comunicación entre la máquina y el juego serio; el apéndice C muestra el diagrama y estructura general de los programas desarrollados en LabVIEW; en el apéndice D se incluyen los dibujos técnicos de los componentes rediseñados para la mejora del mecanismo y el sistema de interacción con el usuario.

Capítulo 2

Análisis de fundamentos

2.1. Marco conceptual

2.1.1. Movimientos del tobillo

Un tobillo puede equipararse a un mecanismo de tres grados de libertad por los movimientos naturales que ejecuta [16]. Estos movimientos se dividen en tres planos anatómicos perpendiculares entre sí (véase en la Figura 2. 1), los cuales se conocen como: plano transversal, plano sagital y el plano frontal [17].

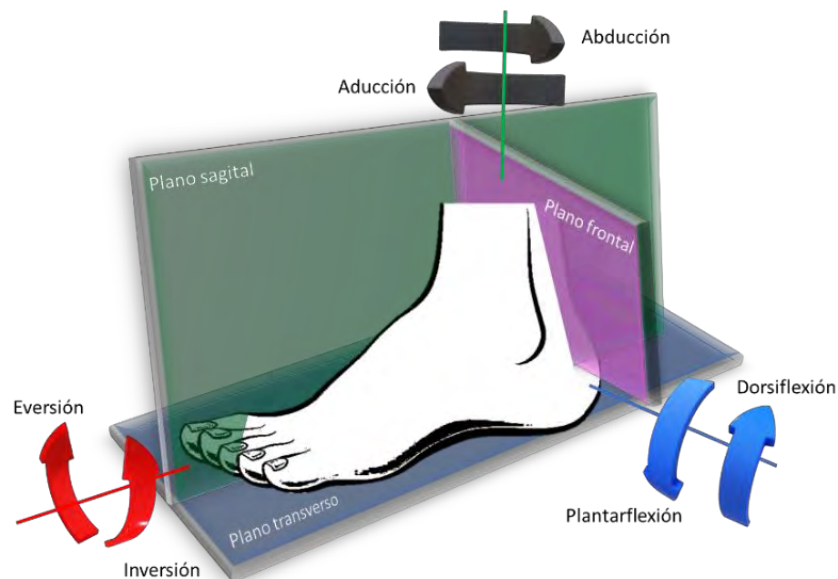


Figura 2. 1: Planos anatómicos de un pie-tobillo.

Cada uno de estos movimientos cuentan con un cierto grado de desplazamiento angular, los cuales se muestran en la Tabla 2. 1. En cada plano se desarrollan los siguientes movimientos:

- 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.

Tabla 2. 1: Grados de movimiento libre para cada movimiento del tobillo [18].

Tipo de movimiento	Grados de movimiento libre
Dorsiflexión	20.3° a 29.8°
Plantarflexión	37.6° a 45.8°
Abducción	15.4° a 25.9°
Aducción	22° a 36°
Eversión	14.5° a 22.0°
Inversión	10° a 17°

2.1.2. Esguince de tobillo

Los esguinces son estiramientos inusuales, desgarres parciales o completos en ligamentos del tobillo (véase en la Figura 2. 2) que pueden generar daños imperceptibles, pequeñas molestias y daños graves e irreparables si no se tratan a tiempo [19]. Un esguince se considera de gravedad cuando es necesario la inmovilización la parte afectada durante un largo periodo de recuperación. Después de este periodo de inactividad, las articulaciones ganan rigidez y espasticidad creando contracturas o deformidades musculares que requieren de terapia física para regresar a su estado inicial [20].

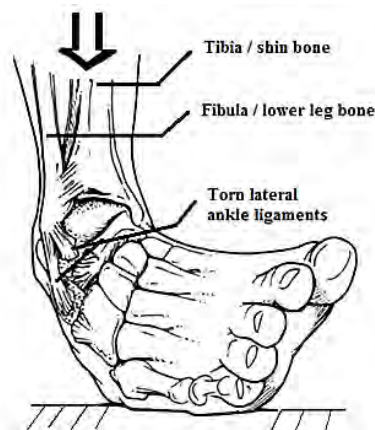


Figura 2. 2: Esguince de tobillo [21].

Un esguince se clasifica según el nivel de gravedad [22]:

- 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 a los cambios biomecánicos en detrimento para cuando una articulación realiza ejercicios de rehabilitación.

2.1.3. Rehabilitación y fases de la rehabilitación de tobillo

La rehabilitación es, en general, un proceso o conjunto de intervenciones diseñadas para que el individuo regrese a su estado funcional después de una lesión traumática [2]. Esto se logra a través de desempeñar trabajos físicos graduales, que pueden desarrollarse por la misma persona o por medio de la asistencia, ya sea humana o robótica, de tal forma que se repite constantemente hasta que el individuo alcanza un nivel ideal.

Las fases de rehabilitación se dividen en tres categorías: fase inicial, fase de rehabilitación y la fase funcional [21], cuya descripción se encuentra a continuación:

1. **Fase inicial:** En esta fase se busca la estabilización del trauma (por ejemplo, reducir la hinchazón) mediante acciones como el reposo, el uso de antiinflamatorios, electroterapia, etc. Básicamente se busca obtener una mejora sólida.
2. **Fase de rehabilitación:** El objetivo principal es aumentar la fuerza y movimiento de los músculos en la parte afectada a través de movimientos simples, desarrollando una progresión de ejercicios isométricos (sin tensión), isotónicos (modificando posiciones) o isocinéticos (agregando resistencia) a medida que el dolor disminuye.
3. **Fase funcional:** Aquí el individuo trabaja principalmente con ejercicios isocinéticos, además de realizar actividades más complejas como correr o saltar para preparar al paciente para regresar a su vida cotidiana.

2.1.3.1. Tipos de rehabilitación

La rehabilitación tiene una gran importancia en su aplicación adecuada, dependiendo de la gravedad de la lesión, ya que se puede reducir la espasticidad, aumentar la amplitud y mejorar el control de movimiento e incluso puede mejorar las condiciones en enfermedades neuromusculares en algunos pacientes, aplicando la rehabilitación correcta [19] , [23].

La clasificación de los tipos de ejercicios de rehabilitación existentes para el tratamiento de extremidades inferiores depende principalmente del nivel de actividad que debe realizar el paciente (véase en la Figura 2. 3). En ese sentido, la rehabilitación se desarrolla por voluntad propia o puede intervenir la asistencia clínica especializada o la asistencia robótica [21].



Figura 2. 3: Tipos de rehabilitación de tobillo.

A. Rehabilitación activa:

La rehabilitación activa se divide en dos: libre activa y libre resistiva. Se considera como recuperación activa cuando el paciente realiza ejercicios de contracción muscular por su cuenta propia (véase en la Figura 2. 4a).

B. Rehabilitación pasiva

Los movimientos o ejercicios son realizados por un dispositivo robótico o un especialista clínico. Esto con el objetivo de que el individuo genere un mínimo o nulo esfuerzo de contracción muscular (véase en la Figura 2. 4b).

C. Rehabilitación asistida

Este tipo combina las actividades de rehabilitación a través de la voluntad del paciente y la intervención de un fisioterapeuta o un dispositivo robótico (véase en la Figura 2. 4c).

D. Rehabilitación Resistiva

Al igual que la rehabilitación asistida, ésta combina las actividades entre el paciente y asistencia. La diferencia radica en las actividades que requieren una reacción muscular, por lo que se aplican fuerzas de oposición al movimiento en la parte afectada (véase en la Figura 2. 4d). Esta rehabilitación se usa en sus etapas finales (fase funcional).



Figura 2. 4: Tipos de rehabilitación: a) Activa, b) Pasiva, c) Asistida, d) Resistiva [21].

2.1.3.2. Dispositivos de rehabilitación de tobillo

Un dispositivo de rehabilitación de tobillo es una herramienta mecánica, electromecánica o robótica diseñada principalmente para asistir el proceso de recuperación del tobillo después de una lesión traumática. Estos dispositivos permiten reproducir uno o más de sus movimientos anatómicos de forma correcta (para cada plano existente), permitiendo desarrollar ejercicios terapéuticos controlados y repetitivos [30-40].

El diseño de estos dispositivos se emplea dependiendo del tipo de terapia que se busca atender. Estos pueden ser pasivos (con movimientos manuales o aplicados externamente) o activos (equipados con motores y sistemas de control que buscan una interactividad con el usuario). Existe la posibilidad de integrar diferentes tecnologías para mejorar el proceso de rehabilitación. Entre estas tecnologías están los sensores para medir el progreso, sistemas de control de impedancia para ajustar la rigidez del dispositivo o incluso la retroalimentación del sistema por medio de elementos de videojuegos (juegos serios). El objetivo principal siempre será mejorar los rangos de movimiento, la fuerza muscular, la coordinación, así como minimizar los riesgos de contraer más esguinces a futuro [43-56].

2.1.4. Juego serio

Un juego es definido como un “ejercicio recreativo o de competición sometido a reglas, y en el cual se gana o se pierde”, esto redactado en el diccionario de Real Academia Española (2002: 492). El adjetivo “serio” se añade para clasificar los productos resultantes en material educacional, militar, de investigación científica, etc. Otra definición describe al juego serio como un ejercicio recreativo basado en escenarios reales dirigido a un público específico, en el cual el usuario asume un rol para obtener un aprendizaje o renovar una habilidad perdida [11]. Las características fundamentales de un juego serio se muestran en la Figura 2. 5.

Los juegos serios pueden ser desarrollados pensando en cualquier género, en cualquier rango de edad y, debido a la evolución de la tecnología, ahora con cualquier software multiplataforma gratuito o de pago. En la visión de los videojuegos, un jugador de vídeo obtiene habilidades y destrezas que mejoran su entendimiento para interfaces de varios dispositivos tecnológicos que se encuentran hoy en día, en comparación a una persona que no es videojugadora [24]. Las ventajas más importantes de un juego serio son:



Figura 2. 5: Características de un juego serio.

- Permiten desarrollar atributos y técnicas que ayudan al participante a entender más rápidamente procesos o materiales complejos, gracias a la imagen e información que estos pueden ofrecer.
- Debido a que la creación de juegos serios se desarrolla a partir de softwares, su accesibilidad para la compra y creación se incrementa.
- Al usar técnicas de control directas, esto los convierte en elementos eficientes a largo plazo sin importar las repeticiones.
- Al desarrollar metas dentro de un juego serio, se aumentan la motivación y el compromiso de los participantes por completarlas de una manera satisfactoria.

2.1.4.1. Juegos serios como herramienta en rehabilitación

Los juegos serios se crearon con la finalidad de proveer una herramienta interactiva para desarrollar habilidades nuevas o perdidas. En la rehabilitación se centran en mantener entretenido al paciente, buscando motivarlo para que concluya su recuperación satisfactoriamente [25]. Comparándolos con videojuegos normales, los juegos serios abordan competencias de forma directa y sistemática sin dejar a un lado la diversión, desafío, entre otras [15]. Estas competencias lo convierten en un elemento didáctico y aplicable en múltiples tipos de rehabilitación, por ejemplo: en problemas de envejecimiento, obesidad, daños cerebrovasculares, problemas ortopédicos u otras patologías [26].

No existe una forma específica de integrar un juego serio a una rehabilitación, sin embargo, en la actualidad se utilizan dispositivos de asistencia robótica como vía principal, adaptando las características del mecanismo al videojuego para obtener señales de respuesta. En [27] se muestra un ejemplo de esto, adaptando un exoesqueleto para rehabilitación de tobillo en un juego serio que se enfoca en mantener el equilibrio (véase en la Figura 2. 6).

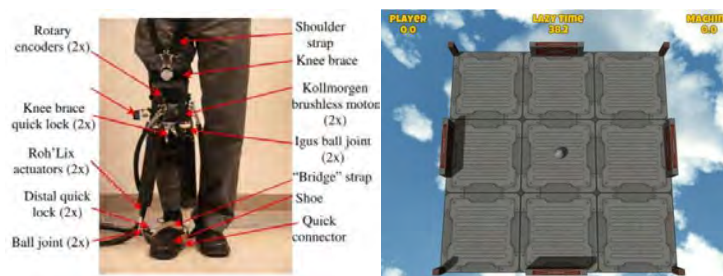


Figura 2. 6: Juego serio aplicado a rehabilitador de tobillo [27].

2.1.5. Sistemas de control de impedancia

La aplicación de sistemas de control en proyectos de rehabilitación en extremidades inferiores es compleja dependiendo del tipo de rehabilitación que se busca atender. Para rehabilitación pasiva, es común encontrar técnicas de control básica para medir parámetros de posición, velocidad y aceleración con controladores PID o variantes. No obstante, para una rehabilitación de tipo activa se busca que el paciente interactúe iterativamente con el dispositivo, ejerciendo movimientos que requieren de un esfuerzo muscular por parte del paciente y una respuesta a ese esfuerzo por parte de la máquina. Debido a lo anterior, es necesario considerar otras constantes de la máquina como su rigidez, amortiguación, perturbaciones, comunicación, etc., obligando al usuario a buscar otros sistemas de control más eficientes o que se adecuen de manera correcta a una terapia activa [28].

El fenómeno de control de impedancia se explica a través de un esquema de control general (véase en la Figura 2. 7), en donde un sistema robótico o manipulador interacciona con distintos objetos creando una flexibilidad en la comunicación. Este sistema manipula, por un lado, los comandos de un supervisor creados en tiempo real por un software y, por otro lado, los datos obtenidos del ambiente (actuadores, sensores, entre otros) [29]. El objetivo es el de relacionar las variables de posición y fuerza obteniendo dos posibles resultados (o modelos):

- Control de impedancia: Genera una fuerza en respuesta al error de posición en la máquina.
- Control de admitancia: Genera movimiento en respuesta de una fuerza.

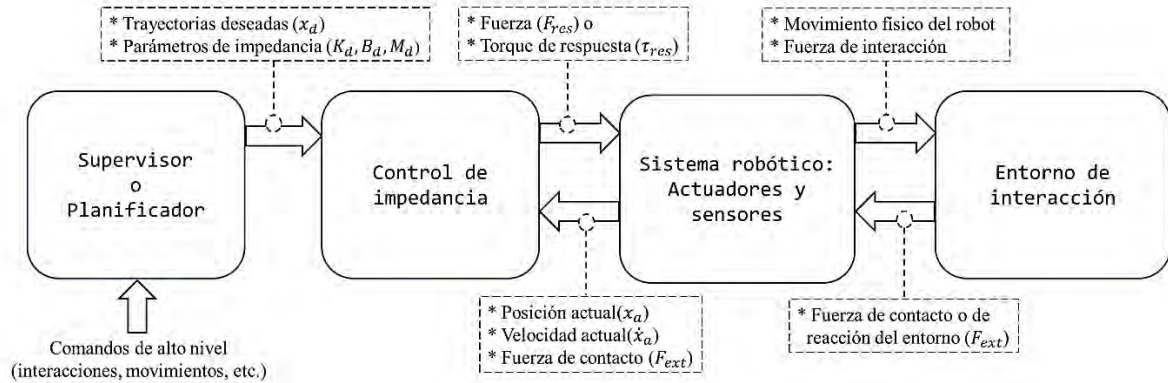


Figura 2. 7: Esquema de un control de impedancias general [29].

2.1.5.1. Rigidez del tobillo

Los sistemas de control de impedancia hacen que un dispositivo de rehabilitación funcione como un resorte de rigidez variable. La rigidez debe ser vencida por el usuario, por lo que, frecuentemente, para llevar a cabo ejercicios con una máquina donde el paciente ejerce reacciones musculares de tipo resistivo, es necesario determinar la rigidez que estos pueden soportar.

La rigidez es una limitación o restricción en el rango de movimiento del tobillo. Asimilándolo con un mecanismo de 1 GDL, este cuenta con dos resortes, k_f (de los dedos del pie al talón) y k_a (del talón a la pantorrilla), donde la máquina desarrolla una torsión en la cual, la pantorrilla no se mueve. La rigidez se calcula a partir de la torsión por unidad de deformación en el pie (véase en la Figura 2. 8), determinando que la rigidez aumenta con la torsión del tobillo, abarcando desde 5 a 8 $Nm/^\circ$ hasta los 11 a 25 $Nm/^\circ$ [30], [31].

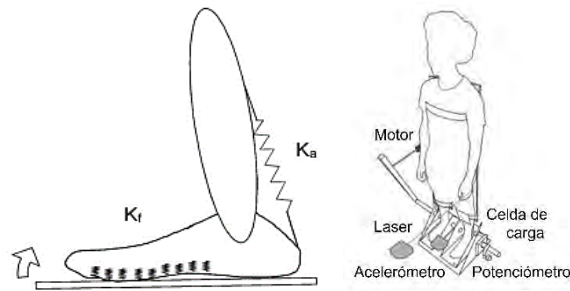


Figura 2. 8: Máquina para medir la rigidez en tobillos [30], [31].

En la Tabla 2. 2 los datos recopilados por diferentes autores acerca de la rigidez que puede adquirir el tobillo en un estado de reposo (rigidez pasiva) y en un estado de actividad intenso (rigidez activa) que abarca en su mayoría la actividad que desarrolla un deportista de alto rendimiento. Además, se agregan la conversión a torque que pudiese ser de utilidad en el futuro [32], [33].

Tabla 2. 2: Datos de la rigidez del tobillo en una persona sana obtenida de [30], [32] y [33].

RIGIDEZ	Dorsiflexión/Plantarflexión	
	min	máx
Pasiva (Nm/°)	1.20 ± 0.4	
Activa (Nm/)	6.5 ± 1.5	18 ± 7
Torque (Nm)	≈ 136	≈ 338

2.1.5.2. Estrategias de control de impedancia

Una estrategia o ley de control es un conjunto de reglas, modelos matemáticos o algoritmos para regular el comportamiento de un sistema dinámico. Los primeros controles de impedancia incursionaron en la interacción entre robots manipuladores y su entorno [29]. Esto, permitiendo una relación dinámica entre la fuerza y la velocidad de un actuador cualesquiera, no obstante, se requería de un controlador dedicado solo a regular la fuerza, independientemente del controlador principal, por lo que el rendimiento del sistema se veía afectado ante perturbaciones [34].

Para mecanismos de rehabilitación de tobillo, se ha demostrado que la integración de estrategias de control de impedancia es útil para el desarrollo de terapias de tipo activa. Esto puesto que se permite ajustar la cantidad de asistencia dada, es decir, se pueden modificar los parámetros como la rigidez, la inercia o la amortiguación en la máquina dependiendo de la necesidad u el objetivo de control deseado (optimizarse o adaptarse) y de la actividad del paciente [35]. También los parámetros generan una respuesta que puede ser usada para medir el nivel de asistencia en tiempo real y así tener la oportunidad de modificar o ajustar algún parámetro para crear un sistema adaptativo.

El control de impedancia base define que la impedancia deseada en un sistema se elige con una ecuación lineal y de segundo orden como si de un sistema masa-resorte-amortiguador se tratase [36], por lo que el usuario elige una impedancia final de la forma:

$$M_d(\ddot{x} - \ddot{x}_d) + B_d(\dot{x} - \dot{x}_d) + K_d(x - x_d) = -f_e \quad (2.1)$$

En la ecuación 2.1 las constantes positivas M_d , B_d y K_d representan el momento de inercia, la amortiguación y la rigidez respectivamente del sistema [37]. Cada constante trabaja con la diferencia de posición (angular o lineal) entre x (posición real del sistema) y x_d (posición deseada del efector final) que, a su vez, derivando esta diferencia se puede obtener la velocidad ($\dot{x}$, $\dot{x}_d$) y aceleración ($\ddot{x}$, $\ddot{x}_d$). F_e por otro lado, es la fuerza que se genera en el efector final y a la cual se debe igualar el modelo para obtener un equilibrio. Una forma de visualizarlo es a través de un diagrama de bloques de la Figura 2. 9 que presenta los parámetros de posición, velocidad y aceleración para un control de impedancia convencional.

2.2. Marco contextual

La rehabilitación física es una disciplina de la medicina que se enfoca al tratamiento y recuperación de lesiones musculoesqueléticas. 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 [21]. 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 [8],[9].

Entre las tecnologías aplicables, están las máquinas de rehabilitación construidas con uno o múltiples grados de libertad (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 [27], [34]. Aunado a ello, un área emergente en este campo es el diseño de dispositivos de asistencia robótica controlados por impedancias, los cuales permiten ajustar la interacción dinámica entre la máquina y el usuario, en función a una fuerza aplicada y a un movimiento desarrollado [29]. Esto mejora la seguridad, aumenta la eficiencia de la terapia y se adapta a las necesidades de cada paciente.

Por otra parte, los juegos serios utilizados en procesos de rehabilitación han generado un mayor efecto en años recientes [12], [25]. Esto, ya que funcionan como una herramienta interactiva que ayuda a aumentar la concentración y motivación de los pacientes durante todo el proceso de terapia. Aunado a ello, los juegos serios combinan elementos educativos, terapéuticos o de entrenamiento para promover una participación activa del paciente y así, poder medir su progreso en tiempo real. Su integración con máquinas de rehabilitación transforma las terapias en experiencias dinámicas y llamativas, sin perder su eficiencia [27].

Esta tesis de maestría se centra en el desarrollo de un juego serio que interactúa con una máquina de rehabilitación de tobillo de 2 GDL. La máquina de rehabilitación integra un control de impedancia para desarrollar una interacción segura y adaptativa con el usuario, mientras el juego serio actúa como una interfaz que motiva al paciente a desarrollar diferentes movimientos durante todo el proceso. El enfoque interdisciplinario busca mejorar la experiencia del paciente y, además, obtener los datos que facilitan la evaluación del progreso y en un futuro, la toma de decisiones clínicas.

Esta propuesta aborda diferentes retos, como el rediseño de una máquina de rehabilitación de 2 GDL, el desarrollo e implementación de un control de impedancia, así como del diseño y creación de un juego serio que integre una forma de rehabilitación relevante. Así mismo, se indaga la posibilidad de evaluar la efectividad del sistema dentro de un entorno controlado, que considera tanto los aspectos técnicos como la percepción de los usuarios al utilizarlo. Además, se realiza un trasfondo a la literatura con todos los proyectos similares desarrollados dentro del centro nacional de investigación y desarrollo tecnológico, así como internacionalmente para contribuir al avance de la tecnología aplicada a la rehabilitación de extremidades inferiores.

2.3. Estado del arte

2.3.1. Rehabilitadores de extremidades inferiores en Cenidet

En el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (Cenidet), se han propuesto diferentes trabajos durante la última década con un enfoque hacia la rehabilitación de tobillo. A continuación, se muestran los proyectos más relevantes, de los cuales la mayoría tiene un enfoque a mecanismos de movimiento pasivo continuo (CPM), es decir, desarrollan una rehabilitación pasiva, de la cual, el paciente no debe generar ningún esfuerzo muscular [38].

En 2011, algunos estudios se enfocaron en el diseño de los primeros prototipos virtuales de rehabilitación de tobillo con 3 GDL usando el software MSC ADAMS (véase la Figura 2. 10) [39], [40]. Para estos prototipos se propuso un control tipo PID (proporcional integral derivativo) para la programación y seguimiento de trayectorias, además de desarrollar el modelo matemático para uno y dos grados de libertad.

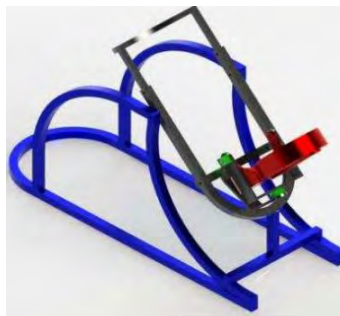


Figura 2. 10: Prototipo virtual de rehabilitador de tobillo [39] y [40].

Partiendo de la base anterior y usando el modelo matemático de 2 GDL, se desarrolló un mecanismo X-Y para solventar los movimientos de abducción/aducción y dorsiflexión/plantarflexión (véase en la Figura 2. 11) [12], [23]. En el proyecto se incluyeron pruebas con controladores PD, PID y GPI, siendo los últimos dos los más prometedores. Posteriormente se mejoró el control PID del prototipo, incrementando su robustez y permitiendo un seguimiento de trayectorias más preciso, ofreciendo movimientos suaves y seguros para los pacientes [41]. Por otro lado, otros estudios se enfocaron en el desarrollo de un control numérico para realizar movimientos combinados que sería más complicado para controladores de tipo PID o GPI [23], [42].



Figura 2. 11: Rehabilitador de tobillo de 2 GDL con movimientos X-Y [41], [42].

Siguiendo con la misma dinámica y el objetivo de perfeccionar el control pasivo en mecanismos de rehabilitación, se diseñó un prototipo de rehabilitador de tobillo de 2 GDL para solventar movimientos de inversión/eversión y dorsiflexión/plantarflexión (véase en la Figura 2. 12) [43]. El control inicialmente propuesto fue uno de tipo PID para desarrollar trayectorias planificadas; sin embargo, posteriormente se implementó un control mioeléctrico sobre el mismo prototipo, logrando un sistema de control que funciona con sensores adheridos al brazo del paciente [44], [45]. Al realizar un movimiento con un joystick, el rehabilitador se mueve de forma suave mediante motorreductores.



Figura 2. 12: Máquina de rehabilitación de tobillo [43] .

Desde otra perspectiva, también se han desarrollado prototipos de rehabilitadores de 3 GDL (véase en la Figura 2. 13) accionados por actuadores lineales, los cuales permiten manipular todos los movimientos del tobillo [46]. El control de este sistema se desarrolla generalmente por medio de una tarjeta controladora (Arduino). Como complemento, se diseñaron rutinas de entrenamiento especializadas para ofrecer una rehabilitación de tipo pasiva con movimientos suaves y controlados [47].

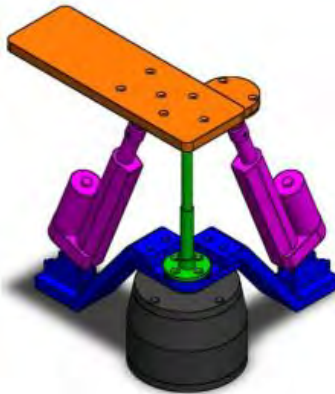


Figura 2. 13: Prototipo rehabilitador de tobillo de 3 GDL [47].

En 2018, se construyó un mecanismo de 2 GDL capaz de solventar movimientos de inversión/eversión y dorsiflexión/plantarflexión [48]. La manipulación de este sistema se realiza mediante un control de tipo PID para la manipulación general, así como la adición de un control de impedancias para ejercicios que implican resistencia (movimiento activo continuo), considerando efectos de oposición de fuerza de bajo, mediano y alto nivel.

2.3.1.1. Precedentes de juegos serios

En cuanto a los antecedentes que involucran el desarrollo de juegos serios con el objetivo en la rehabilitación de tobillo en Cenidet, se encuentran los siguientes proyectos de investigación encontrados en la literatura.

En 2014, en Cenidet se presentó el trabajo titulado “TobiBot”, el cual es un rehabilitador de tobillo con 1 GDL para movimientos dorsi/plantarflexión (véase en la Figura 2. 14) [10]. Este prototipo fue creado mediante actuadores lineales (motores eléctricos) y un control PID con seguimiento de trayectorias. A través de una interfaz gráfica desarrollada en Labview (entorno de programación gráfica), es posible interconectar el prototipo con diferentes videojuegos en línea, obteniendo el concepto básico de juego serio.

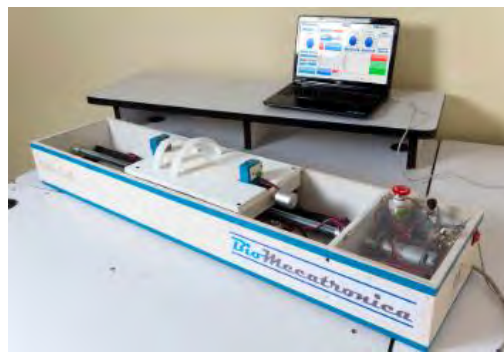


Figura 2. 14: Juegos serios usados en rehabilitadores de tobillo en Cenidet [10].

En [25], de manera similar se desarrolló un juego serio con el motor gráfico Unity para un rehabilitador de 1 GDL, manipulado por una tarjeta controladora (Arduino mega) y dos sistemas de control: un control PID para rehabilitaciones pasivas y GPI para rehabilitación de tipo activa. Estos controles interconectan el rehabilitador con el juego serio y, como adición, se agregó un sensor de reconocimiento facial para detectar el estado de ánimo del paciente mediante su rostro, donde si el estado de ánimo del paciente es malo, el juego serio tiende a acelerar las reacciones (véase en la Figura 2. 15).

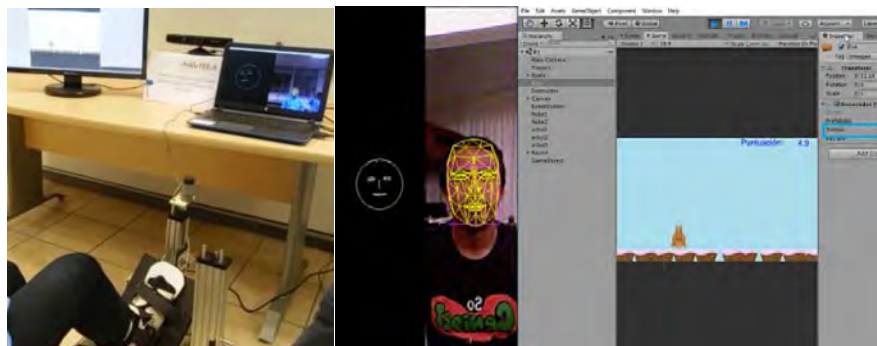


Figura 2. 15: Juego serio desarrollado para la aplicación de rehabilitación de tobillo [25].

La Tabla 2. 3 muestra un resumen de los proyectos desarrollados en Cenidet, en torno a rehabilitadores de tobillo y algunas aportaciones adicionales.

Tabla 2. 3: Resumen de los proyectos realizados en CENIDET para rehabilitadores de tobillo.

Referencia	Año de publicación	Diseño mecánico	Tipos de mov. posibles	Tipo de Control	Simulación	Constr. física	Otras aportaciones
A. Blanco <i>et al.</i> , [39]	(2011)	3 GDL	DP, EI, AA	PID	SI	SI	Desarrollo de los modelos matemáticos para mecanismos de rehabilitación de tobillo de 1 y 2 GDL.
A. Blanco <i>et al.</i> , [43]	(2013)	2 GDL	DP, EI	PID	SI	SI	Control tipo PID para generar movimientos inversión/eversión y dorsiflexión/plantarflexión
H. Guzmán <i>et al.</i> , [10]	(2014)	1 GDL	DP	PID	SI	SI	Desarrollo de un control PID para 1GDL capaz de realizar una conexión con videojuegos online.
N. Ruiz <i>et al.</i> , [44] y [45]	(2013, 15)	2 GDL	DP, EI	Mioeléctrico	SI	SI	Generación de un censado mioeléctrico para los pacientes.
A. Blanco <i>et al.</i> , [40]	(2015)	3 GDL	DP, EI, AA	PID	SI	SI	Desarrollo de modelos matemáticos para mecanismos de 1 y 2 GDL.
W. Alcocer [48]	(2016)	2 GDL	DP, EI	PID/ Impedancias	SI	SI	Se desarrolla un control PID para rehabilitación de tipo pasiva y un control de impedancias para rehabilitación de tipo activa.
A. Blanco <i>et al.</i> , [41]	(2017)	2 GDL	DP, AA	GPI	SI	NO	Se desarrollo pruebas con un controlador robusto PID para un rehabilitador de 2 GDL.
J. Santana <i>et al.</i> , [42]	(2017)	2 GDL	DP, AA	Control numérico	SI	NO	Se creo un controlador numérico partiendo como base, del trabajo presentado en [12].
José Santana [9]	(2018)	2 GDL	DP, AA	PD/PID/GPI	SI	SI	Obtención de pruebas con controladores PD, PID y GPI para 2 GDL aceptables.
Ana Karen Gama [25]	(2018)	1GDL	DP	Tarjeta controladora /GPI.	SI	SI	Desarrolló un video juego y un escáner de reconocimiento facial para detectar que el paciente está centrado en la rehabilitación.
A. Barrera [47]	(2021)	2 GDL	DP, EI	PID/ Impedancias	SI	SI	Diseño de rutinas programables que se adecuan al rehabilitador de 2 GDL.

* Dorsi/Plantarflexión – DP, Eversión/Inversión – EI, Abducción/Aducción – AA.

2.3.2. Máquinas de rehabilitación de tobillo con aplicación a juegos serios

A nivel internacional, en el último siglo han aparecido arquitecturas de robots asistentes rehabilitadores de tobillo interesantes, que se pueden clasificar en como robots paralelos y seriales [50], [51]. Los robots paralelos son estructuras mecánicas con al menos dos cadenas cinemáticas conectadas a una base, mientras que los mecanismos solo cuentan con una (véase en la Figura 2. 16). Así mismo, se encuentra una gran variedad de proyectos que interconectan estos rehabilitadores de tobillo con juegos serios para incrementar la motivación y concentración del paciente mediante movimientos pasivos continuos (CAM).

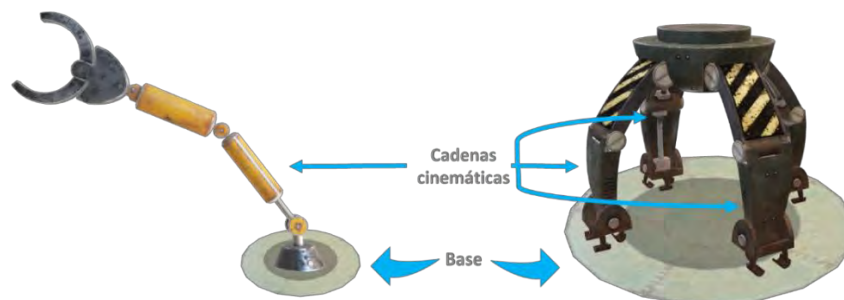


Figura 2. 16: Ejemplos de cadenas cinemáticas más utilizadas en la arquitectura de robots asistentes: serial (izquierda) y paralelo (derecha).

2.3.2.1. Dispositivos basados en plataformas

Los mecanismos paralelos (o dispositivos basados en plataformas) son los más habituales en el caso de rehabilitadores de tobillo. Estos son equipos montados en el suelo o en alguna estructura e incluyen una plataforma en la cual el paciente coloca su pie para desarrollar la terapia. El primer dispositivo basado en plataformas fue el robot “Rutgers” (véase en la Figura 2. 17), el cual es un dispositivo basado en una estructura Stewart capaz de realizar todos los movimientos del tobillo (dorsi/plantarflexión, eversión/inversión, aducción/abducción) [51]. Estos dispositivos son accionados por pistones neumáticos de gran fuerza útiles para ejercicios resistivos.

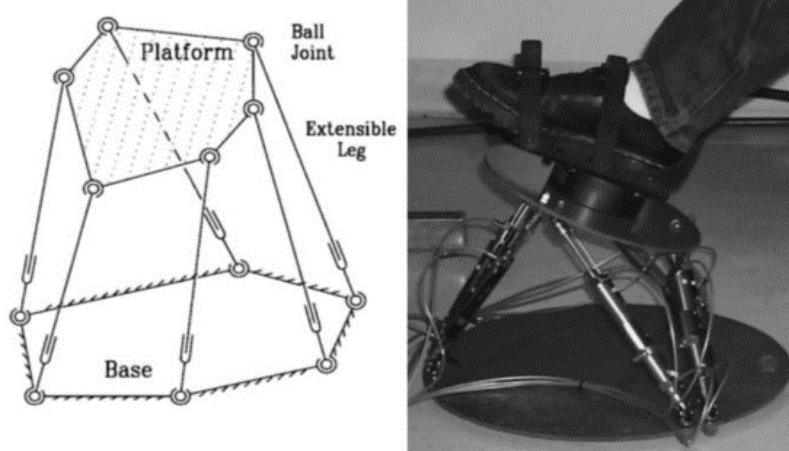


Figura 2. 17: Plataforma Stewart y dispositivo Rutgers [51].

En 2011, se identificó que el mecanismo Rutgers podía funcionar como un controlador a distancia por su parentesco a un pedal de automóvil [52]. Posteriormente se cambió el enfoque, redirigiéndolo hacia el tratamiento de pacientes con derrame cerebrovascular o epilepsia, buscando su interconexión con algún método visual. Así, se desarrolló la primera implementación de un juego serio mediante una máquina de rehabilitación de tobillo. En esta, se implementó un videojuego de aviación en realidad virtual (véase en la Figura 2. 18), mientras que la interconexión entre la máquina y el videojuego era completamente programada con un control inteligente usando Intel Pentium.

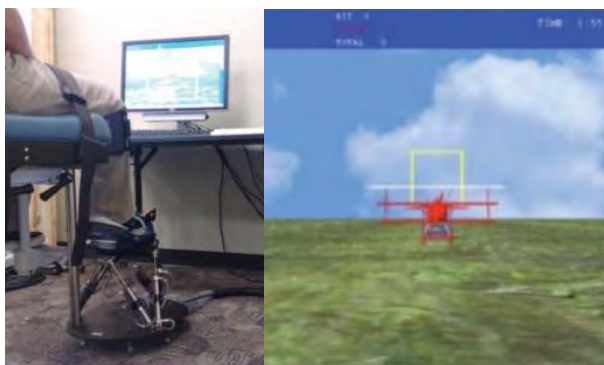


Figura 2. 18: Rehabilitador de tobillo como control en un juego de vuelo [52].

En [53] se presenta RePAiR (Plataforma Robótica para la Rehabilitación de Tobillo), un dispositivo de rehabilitación de 1 GDL para movimientos de dorsi/plantarflexión cuya aplicación se centra en evaluar accidentes cerebrovasculares interactuando activamente con juegos virtuales (véase en la Figura 2. 19). Su configuración se basa en el uso de motores eléctricos y un sistema de resortes que miden la fuerza aplicada por el paciente. Además, se implementa un control de impedancia que modifica la intensidad de la terapia mientras el juego se dificulta, creando una proyección innovadora y eficiente.



Figura 2. 19: Rehabilitador de tobillo interconectado a un juego serio para evitar obstáculos [53].

En [54] y [55] se propone una idea similar, basada en el uso de rehabilitadores con actuadores eléctricos (motores) manipulados por un sistema de control inteligente y control de impedancia respectivamente, los cuales suministran los pares necesarios a estos actuadores, en función a las necesidades del paciente. Además, estos son interconectados a un videojuego donde el paciente realiza movimientos de dorsi/plantarflexión para mover un objeto que se desplaza verticalmente para esquivar proyectiles o atravesar un objetivo móvil que se desplaza constantemente (véase en la Figura 2. 20).

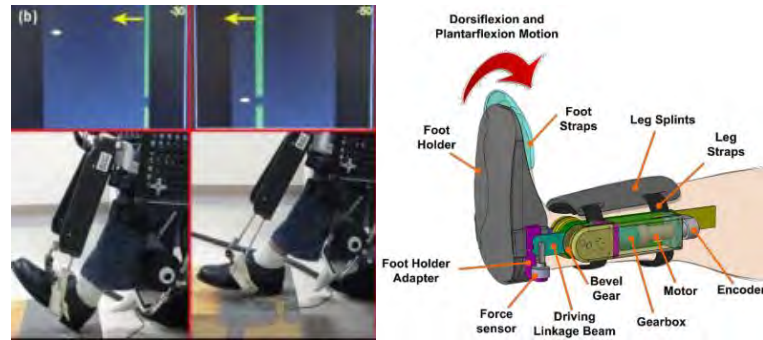


Figura 2. 20: Rehabilitadores de tobillo de [54] y [55].

Los mecanismos de 1 GDL generalmente se enfocan en desarrollar movimientos verticales debido a que es un movimiento muy presente en el humano, aplicado en actividades cotidianas como caminar, correr o saltar. Esto se ejemplifica en [56], donde se presenta un mecanismo de 1 GDL orientado a dichos movimientos (véase en la Figura 2. 21). El sistema se interconecta a un juego serio, así como a una aplicación de entrenamiento que se controla mediante un teléfono celular y una tarjeta controladora (modificando rangos de movimiento).



Figura 2. 21: Rehabilitador AnkleReHabit de 1 GDL [56].

En [35] se presenta un mecanismo con 2 GDL dirigido a tratar movimientos de dorsi/plantarflexión e inversión/eversión, el cual se manipula por medio de un control de impedancias adaptativo, es decir, la asistencia del robot es mayor o menor dependiendo al desempeño del paciente. Este es interconectado a un juego serio simple, en el cual el usuario guía un personaje hacia un punto en la pantalla, tratando que el paciente desarrolle los movimientos anteriormente comentados (véase en la Figura 2. 22).

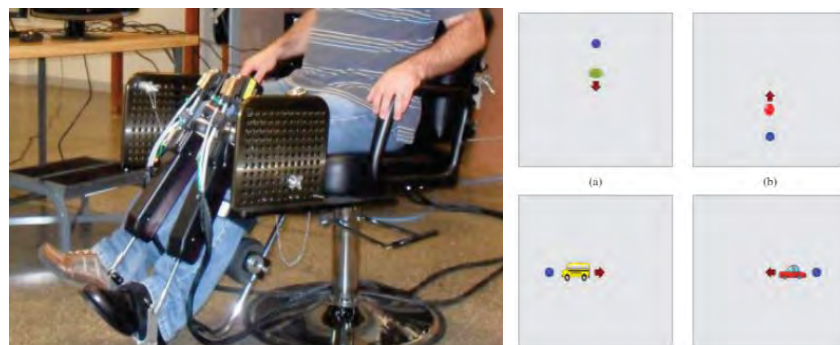


Figura 2. 22: Rehabilitador Anklebot y juego serio simple [35].

Otro rehabilitador de 2 GDL es presentado en [57], el cual se interconecta con juegos serios e incluye una propuesta innovadora (véase en la Figura 2. 23). Inicialmente, el mecanismo funciona con un control PID o GPI para desarrollar rehabilitación pasiva. No obstante, al integrar el juego serio se implementa un control que modifica la intensidad de la terapia por cada nivel de juego, es decir, el paciente debe generar más fuerza conforme el nivel aumenta. Esto genera un sistema que puede aplicarse a diferentes fases de la rehabilitación de tobillo.

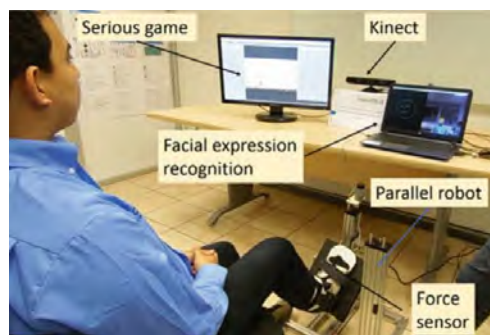


Figura 2. 23: Sistema mecatrónico de rehabilitación integral de tobillo [57].

2.3.2.2. Exoesqueletos

Un exoesqueleto a diferencia de los dispositivos basados en plataforma es un dispositivo que se acopla directamente al cuerpo para asistir, controlar o guiar un movimiento articular. En [58], [59] se presenta “T-FLEX”, un exoesqueleto de 1 GDL que funciona con actuadores de rigidez y sensores inerciales (IMU) que envían señales a una interfaz conectada a un juego serio para movimientos dorsi/plantarflexión (véase en la Figura 2. 24).

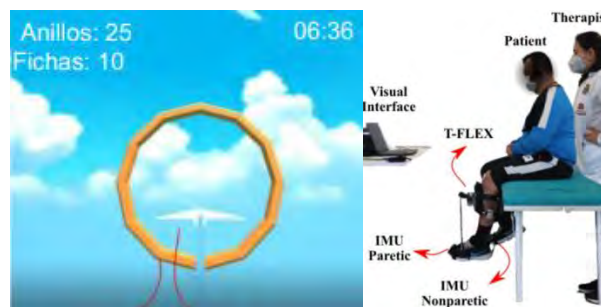


Figura 2. 24: Rehabilitador de tobillo T-FLEX [59].

Usando la idea anterior, se desarrolló un rehabilitador de tobillo para proporcionar movimientos de inversión/eversión y dorsi/plantarflexión [27]. Este funciona por medio de un control programado en C, que recaba los datos y señales de sensores y actuadores lineales para comandar un videojuego de *doublepong* en 3D (véase en la Figura 2. 6).

Existen trabajos similares, como el presentado en [60], que describen un rehabilitador de tobillo de 1 GDL activado por medio de señales electromiografías provenientes del esfuerzo del paciente. Estas señales desencadenan la activación de actuadores eléctricos (motores) para que el rehabilitador se mueva y genere movimientos en un semijuego de computador.

2.3.2.3. Rehabilitación con dispositivos hápticos y sensores

Debido al interés latente por desarrollar robots de rehabilitación diferentes a los ya establecidos, así como el reciente interés para aprovechar el desarrollo de juegos serios, existen trabajos que involucran dispositivos hápticos para navegar en juegos de realidad virtual [61]. En este tipo de proyectos es común encontrar un controlador de admitancia que permite la comunicación entre el juego serio y la máquina por medio de sensores de fuerza (véase en la Figura 2. 25).

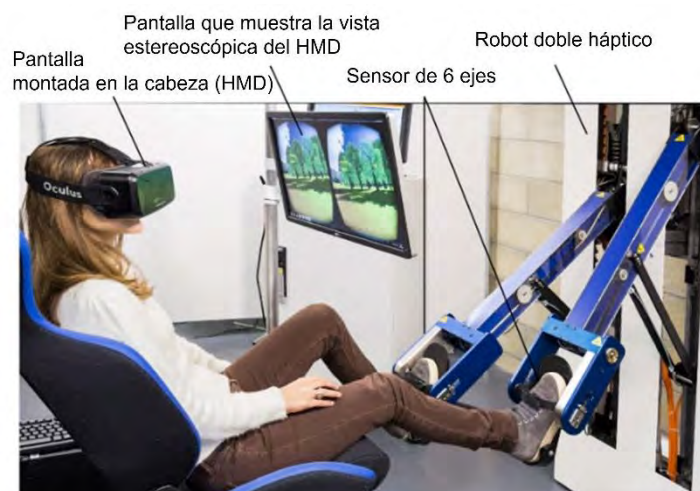


Figura 2. 25: Rehabilitador de piernas-tobillo con Juego serio de realidad virtual [60].

Como una vista más amplia de los proyectos existentes en la actualidad, la creación de mecanismos se deja a un lado para la centralización de los juegos serios y la rehabilitación por voluntad propia. Un ejemplo de ello se encuentra en los proyectos en los que prevalece el uso de sensores (véase en la Figura 2. 26), los cuales crearon una rehabilitación de tobillo en base a sensores ambientales, acelerómetros, entre otros [62], [63]. Principalmente se busca el autodidactismo del paciente otorgando herramientas como los juegos serios, los cuales responden dependiendo a las lecturas de los sensores antes mencionados, careciendo de un control específico, movimientos seguros y precisos o una escasa recolección de datos que retroalimenten el sistema.

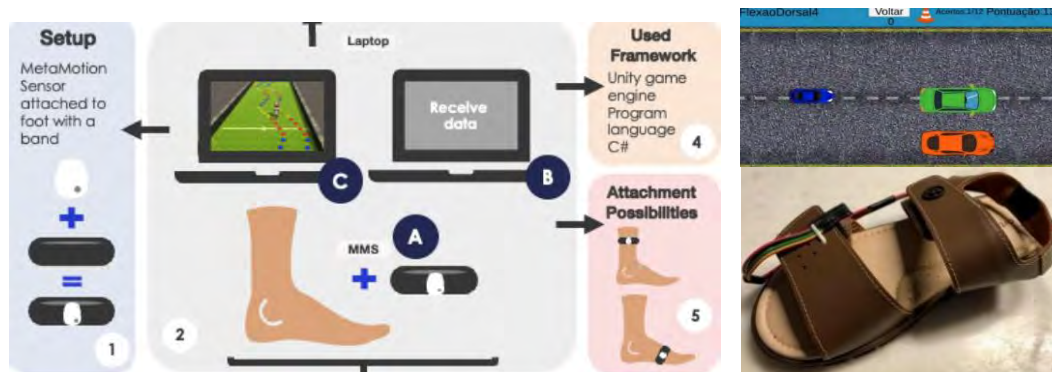


Figura 2. 26: Rehabilitador de tobillo con sensores de movimiento [62] y [63].

2.3.3. Conclusión del estado del arte

Desde un punto de vista general, queda entendido que la rehabilitación de extremidades (especialmente en tobillos) puede estar respaldada por el desarrollo de un juego serio que utilice los elementos e información de la máquina de rehabilitación (datos de sensores y actuadores) para implementar una terapia más amigable y entretenida con el usuario, sin perder la precisión de movimientos que la máquina puede ofrecer. Dentro de los artículos y publicaciones encontradas hasta la actualidad, son pocos o nulos los proyectos que trabajen con máquinas de 2 GDL para movimientos dorsi/plantarflexión y aducción/abducción, así como su interacción con un juego serio. Además, desde la perspectiva del control interactivo existen múltiples propuestas que trabajan con un control de impedancias debido a la flexibilidad que esta puede generar, sin embargo, la mayoría están hechas para manipular solo 1 GDL, dejando espacio para explorar sistemas con más grados. Cabe resaltar que los actuadores más utilizados de tipo eléctrico (motores de cd) por su accesibilidad y control sencillo, en cambio, los sensores de fuerza son los dispositivos hápticos con más apariciones en la literatura debido a su versatilidad y flexibilidad de uso.

Con relación a juegos serios, la elección de las características del videojuego es libre, es decir, no existen reglas específicas en su desarrollo, puesto que se toma como punto de partida los movimientos que se quieren controlar, mientras que el diseño visual depende del creador. Este puede basarse en función de un rango de edad, a un público específico, ideas ya establecidas o ideas completamente nuevas. Entre los motores de diseño o desarrollo para juegos serios se observa una amplia similitud en el uso del motor gráfico Unity, el cual es un programa con una curva de aprendizaje baja (ideal para programadores principiantes), adaptable a multiplataformas y que permiten crear proyectos tanto en 2D como 3D, lo que lo hace una opción viable para proyectos iniciales o experimentales.

En paralelo a ello, al buscar una rehabilitación de tipo activa que implemente una interconexión entre el juego serio y la máquina de rehabilitación, se encontró diferentes proyectos que implementan una ley o estrategia de control de impedancia. Este tipo de control es comúnmente usado en sistemas robóticos de rehabilitación activa, donde la intensidad de la terapia se modifica con relación al desempeño del paciente. Ello se logra modificando parámetros inerciales, amortiguamiento y la rigidez del dispositivo, haciendo un control mucho más accesible que al implementar otro tipo de control que solo planifica trayectorias (PD, PID, GPI, CN) para una terapia pasiva. De este modo, el control de impedancias es una opción ideal para rehabilitaciones en donde el comportamiento del paciente cambia constantemente o si se busca intensificar fuerzas para desarrollar un progreso más controlado.

La Tabla 2. 4 muestra un resumen general del estado del arte en torno a rehabilitadores de tobillo y su interconexión con juegos serios, desglosando la configuración y las principales aportaciones de cada proyecto. Además, se agregan algunos proyectos alternativos que ayudan a nutrir la información redactada según el tema propuesto en este trabajo.

Tabla 2. 4: Resumen del estado del arte para rehabilitadores-juegos serios.

Autor/es	Año de publicación	Tipo de rehabilitación u objetivo.	Diseño mecánico o GDL	Actuadores	Sensores	Tipos de mov.	Tipo de Control	Juego serio	Tipo de juego	Motor de desarrollo del juego serio	Dificultad del juego	Características del juego serio
Cioi et al., [52]	(2011)	Tobillo (para niños con epilepsia).	3	Neumáticos (Mecanismo Steward)	-	DP, EI, AA	Inteligente con procesador Intel Pentium	SI	AR	Java 3D API	Fácil a difícil	Juego de aviación en un escenario de realidad virtual.
Roy et al., [54]	(2011)	Tobillo (pacientes post-ictus)	1	Eléctricos (motores)	Sensores de Fuerza	DP	Impedancias	SI	V2D	N/E	Fácil a difícil	Un objeto pasa entre una diana que cambia su posición según el nivel.
Andrade et al., [64]	(2013)	De muñeca	1	Eléctricos (Servomotor)	N/E	DP o EI o AA	PID	SI	V3D	Java	Fácil a difícil	Se hace rodar una pelota para conseguir los máximos diamantes posibles con hasta 2 jugadores.
Andrade et al., [65]	(2014)	De muñeca	1	Eléctricos (Servomotor)	N/E	DP o EI o AA	Impedancias	SI	V3D	Unity	Ajustable	Un personaje atrapa objetos que caen con respecto al tiempo de juego.
Humberto et al., [10]	(2014)	Tobillo Activa/Pasiva	1	Eléctrico (motor)	Sensores de fuerza	DP	PID / Impedancias	NO	V2D	N/E	Ajustable	Implementación de juegos online gratuitos donde la movilidad se hace desde “Labview”.
Goncalves et al., [53]	(2014)	Tobillo (pacientes post-ictus)	1	Eléctricos (motores)	Sensores de Fuerza	DP	Impedancias	SI	V2D	RobRehab framework	Ajustable	Se crearon dos juegos serios, uno para medir la fuerza muscular y otro para medir el rango de movimiento.
Perez et al., [35]	(2015)	Tobillo-activa	2	Eléctricos (motores)	N/E	DP, EI	Impedancias	SI	V2D	N/E	Adaptativa	Videojuego que adapta su dificultad con el desempeño del paciente.
Gobron et al., [61]	(2015)	Piernas (Tobillo-activa)	6	Eléctricos (motores)	Sensores de Fuerza y Torque	DP, AA, EI	Admitancias	SI	VR	Unity	N/E	A través de controles hápticos y un visor, el usuario puede navegar en un ambiente de realidad virtual.
Pasqual et al., [66]	(2016)	Tobillo-activa	2	Eléctricos (motores)	Encoders	DP, EI	Algoritmo programado en lenguaje C#	SI	V3D	Unity	Ajustable	Es usado el juego Doublepong creado por Interactive Motion Technologies (IMT).
Tageldeen et al., [67]	(2017)	De brazo	1	Eléctricos (motores)	Inerciales (IMU)	DP	Impedancias	SI	VR	Unity	N/E	Un personaje tiene que cortar cubos tridimensionales para acumular puntos
Ren et al., [55]	(2017)	Tobillo (pacientes con ictus agudo)	1	Eléctricos (motores)	Sensor de fuerza y encoder	DP	Control inteligente	SI	V2D	N/E	Adaptativa	El sistema cuenta con juegos interactivos útiles para mantener centrado al paciente en su terapia.

Wilbert <i>et al.</i>, [68]	(2017)	Tobillo-activa	1	Eléctricos (Servomotor)	Sensor de fuerza	DP	Impedancias	NO	-	-	-	Es un sistema especializado para que el paciente pueda generar fuerzas de respuesta a través de un control de impedancias.
Zhang <i>et al.</i>, [69]	(2017)	Tobillo-activa	2	Músculo neumático	Sensor de distancia y fuerza	DP, AA	Impedancias	NO	-	-	-	Se implementa un control de impedancia para controlar la fuerza de los usuarios en dos direcciones diferentes.
Salazar <i>et al.</i>, [57]	(2018)	Tobillo Activa/Pasiva	2	Eléctricos (motores)	Sensores de Fuerza	DP, EI	PID/ GPI	SI	V2D	Unity	Fácil a difícil	Se desarrollo un juego con tres niveles donde la intensidad de la terapia incrementa según el nivel.
Pino <i>et al.</i>, [58]	(2020)	Tobillo-activa	1	Eléctricos (Servomotor)	Sensores inerciales (IMU)	DP	N/E	SI	V2D	Unity	Ajustable	El juego cuenta con una fase de calibración que evalúa la intención del usuario y ajusta su dificultad.
Covaciu <i>et al.</i>, [70]	(2021)	Tobillo (post-ictus)	3	Eléctricos (Servomotor)	Sensor muscular	DP, AA, EI	Microcontroladores	NO	VR	Unity	N/E	Tanto el juego como el rehabilitador se crearon vía realidad virtual.
Ferreira <i>et al.</i>, [63]	(2021)	Pie (para niños con pie zambo)	-	-	Acelerómetro	DP	Tarjeta controladora	SI	V2D	Unity	Fácil a difícil/ Ajustable	El Juego cuenta con seis fases que proporcionan información a los especialistas que llevan la terapia.
Kim <i>et al.</i>, [71]	(2021)	Tobillo-activa	1	Eléctricos (motores)	Encoder y sensor de torque	DP	Impedancias	NO	-	-	-	Presenta un control ajustable a partir de la conformación mecánica del tobillo representado por factores dinámicos.
Pino <i>et al.</i>, [59]	(2022)	Tobillo-activa	1	Eléctricos (motores)	Sensores inerciales (IMU)	DP	Estrategia de control basada en MRT	SI	V3D	Unity	Fácil a difícil	Se guía la trayectoria de un avión a través de unos anillos usando los movimientos establecidos.
Alves <i>et al.</i>, [72]	(2022)	De Hombro/ Brazo/ Codo	1 y 2	Eléctricos (motores)	Sensores de fuerza	N/E	Tarjeta controladora	SI	V2D/ V3D	Unity	Adaptativa	Se realizaron múltiples juegos en 2D y 3D dependiendo de la configuración y rehabilitación que busca del dispositivo.
Tran <i>et al.</i>, [56]	(2023)	Tobillo-activa	1	Eléctricos (motores)	Encoder	DP	Tarjeta controladora	SI	V2D/ V3D	Unity	Fácil a difícil	Se diseñaron dos juegos serios, así como una aplicación móvil de entrenamiento.
Galli <i>et al.</i>, [62]	(2023)	Tobillo-activa	-	-	Sensores de movimiento /ambiental	DP, EI y combinaciones	Sensor Metamotion	SI	V3D	Unity	Fácil a difícil	Juego con niveles donde el usuario elige un modo de juego (con 1 o 2 GDL) y ejecuta los movimientos.

*Dorsi/Plantarflexión – DP, Eversión/Inversión – EI, Abducción/Aducción – AA. *Realidad virtual-VR, Realidad aumentada-AR, Videojuego en 2D-V2D, Videojuego en 3D- V3D

*No especifica-N/E

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 utilizado se basa principalmente en una mesa XY, del cual su mecanismo tiene una estructura cinemática compuesta por 2 GDL. Mecánicamente se compone de dos actuadores (guías lineales) que son manipulados por motorreductores de CC, así como de una plataforma fija y una plataforma móvil donde el paciente coloca su pie (véase en la Figura 3. 1). Estas guías generan movimientos en direcciones horizontales y verticales en función al tobillo, es decir, estos movimientos son: abducción/aducción (para direcciones horizontales) y dorsiflexión/plantarflexión (para direcciones verticales).

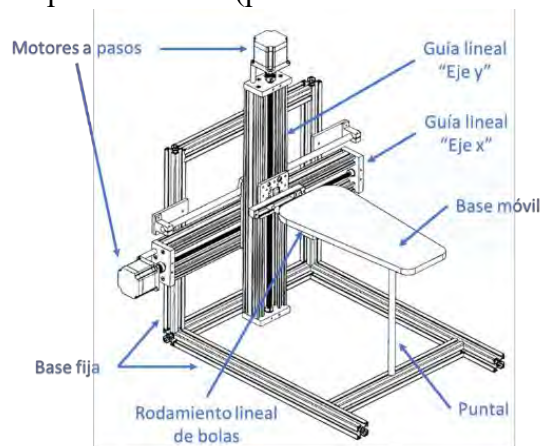


Figura 3. 1: Prototipo virtual.

3.1.2. Modelo matemático

Para determinar el modelo matemático del sistema, se toman en cuenta los dos grados de libertad del robot paralelo para rehabilitación de tobillo que opera en un plano X-Y (véase en la Figura 3. 2). El rehabilitador proporciona movimientos horizontales y verticales, correspondientes a los movimientos de aducción/abducción y dorsiflexión/plantarflexión del pie, respectivamente. Para los movimientos horizontales desarrollados en el eje x, se considera una masa m_1 como resultado de la suma entre la masa de la base móvil y la masa de los componentes que conforman la guía lineal del eje Y. Además, se considera una masa m_2 para el transporte o carro en solitario. Se emplean dos diagramas de cuerpo libre en la Figura 3. 2. para visualizar el comportamiento y conformación del sistema donde, F_x y F_y representan las fuerzas que controlan los movimientos en el eje X o Y respectivamente.

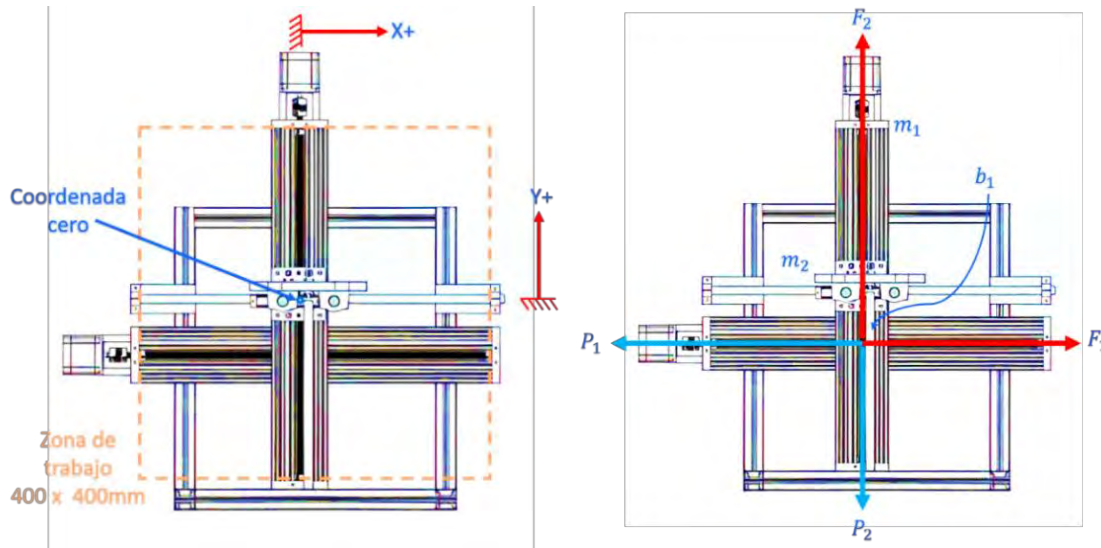


Figura 3. 2: Diagramas de cuerpo libre para la máquina de rehabilitación de tobillo: área de operación (izquierda) y distribución de fuerzas, masas y amortiguamientos (derecha).

Usando el formulismo de Euler-Lagrange para obtener el modelo matemático que rige la dinámica del sistema en la mesa de rehabilitación X-Y (véase en la ecuación 3.1), se obtienen diferentes variables que manipulan el comportamiento de este. Donde, q_i son las coordenadas generalizadas, L es el lagrangiano a calcular, D es la disipación de energía y Q_i son las fuerzas externas aplicadas al sistema.

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

Ya que el rehabilitador está configurado con 2 GDL, se tienen dos variables: x_1 para movimientos horizontales en el eje X y x_2 para movimientos verticales en el eje Y. Las ecuaciones diferenciales (lineales) obtenidas son:

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{x}_1} - \frac{\partial L}{\partial x_1} + \frac{\partial D}{\partial \dot{x}_1} = F_1 - P_1 \quad (3.2)$$

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{x}_2} - \frac{\partial L}{\partial x_2} + \frac{\partial D}{\partial \dot{x}_2} = F_2 - P_2 \quad (3.3)$$

Donde F_1 y F_2 son la fuerza aplicada por el usuario en el eje X y en el eje Y respectivamente. P_1 y P_2 son perturbaciones desconocidas que se consideran constantes (rigidez de la articulación, masas de la plataforma móvil, peso del pie, entre otras), y que pueden ser compensadas en la fase de control. Determinando la energía cinética (K) del sistema dada por la constante K, se obtiene la siguiente fórmula.

$$K = \frac{1}{2} m_1 \dot{x}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 \dot{x}_2^2 \quad (3.4)$$

Para la obtención de la energía potencial (V) se considera despreciable. Esto debido al uso del tornillo tipo ACME que hace que el sistema permanezca en equilibrio, soportando fuerzas tanto internas (el peso del mismo mecanismo) como externas (el peso del pie del usuario).

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

De la misma forma, la disipación de energía (D) da como resultado la ecuación siguiente.

$$D = \frac{1}{2} b_1 \dot{x}_1^2 + \frac{1}{2} b_2 \dot{x}_2^2 \quad (3.6)$$

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

$$L = \frac{1}{2} m_1 \dot{x}_1^2 + \frac{1}{2} m_2 \dot{x}_2^2 - 0 \quad (3.7)$$

Determinando ahora las derivadas parciales de la ecuación (3.2) considerando el lagrangiano L .

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{x}_1} = m_1 \ddot{x}_1, \quad \frac{\partial L}{\partial x_1} = 0, \quad \frac{\partial D}{\partial \dot{x}_1} = b_1 \dot{x}_1 \quad (3.8)$$

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

$$m_1 \ddot{x}_1 + b_1 \dot{x}_1 = F_1 - P_1 \quad (3.9)$$

De la misma manera, se determinan las derivadas parciales de la ecuación (3.3), mediante las ecuaciones (3.6) y (3.7). Sustituyendo el resultado en la ecuación inicial se obtiene la ecuación diferencial con respecto al eje y.

$$m_2 \ddot{x}_2 + b_2 \dot{x}_2 = F_2 - P_2 \quad (3.10)$$

Para el procesamiento de simulación en software, es importante desarrollar un cambio de variable, el cual permita representar el modelo en espacio de estados. Aplicando este cambio de variable, se obtienen cuatro estados que determinan la posición y velocidad del sistema, a partir de los cuales se puede definir la aceleración. Así:

$$\begin{aligned} z_1 &= x_1 \\ z_2 &= \dot{x}_1 = \dot{z}_1 & \dot{z}_2 &= \ddot{x}_1 \\ z_3 &= x_2 & \dot{z}_4 &= \ddot{x}_2 \\ z_4 &= \dot{x}_2 = \dot{z}_3 \end{aligned} \quad (3.11)$$

Representando (3.9) y (3.10) en variables de estado, se tiene:

$$\begin{aligned} \dot{z}_1 &= z_2 \\ \dot{z}_2 &= (F_1 - P_1 - b_1 z_2) \frac{1}{m_1} \\ \dot{z}_3 &= z_4 \\ \dot{z}_4 &= (F_2 - P_2 - b_2 z_4) \frac{1}{m_2} \end{aligned} \quad (3.12)$$

3.1.3. Diseño de un controlador tipo PID

Una vez desarrollado el modelo matemático del sistema, así como ecuaciones que rigen su dinámica principal. Se propone un control tipo PID para el seguimiento de trayectorias con la finalidad de desarrollar simulaciones básicas para determinar el comportamiento normal del dispositivo aplicado a una terapia pasiva.

3.1.3.1. Controlador tipo PID con seguimiento de trayectorias

Usando la ecuación (3.9) que trabaja respecto al eje x, se despeja la aceleración tal que

$$\ddot{x}_1 = (F_1 - b_1 \dot{x}_1) \frac{1}{m_1} - \frac{P_1}{m_1} \quad (3.13)$$

Donde $(F_1 - b_1 \dot{x}_1) \frac{1}{m_1}$ es la nueva entrada de control “v” y $\frac{P_1}{m_1}$ se considera como una perturbación que toma un valor constante. Esta ecuación se reescribe de la forma:

$$\ddot{x}_1 = v - \frac{P_1}{m_1} \quad (3.14)$$

También se considera que, para la creación de un control tipo PID con seguimiento de trayectorias en el rehabilitador propuesto, es necesario que:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} x_1 \rightarrow x_{1d}(t) \quad (3.15)$$

Ya que x_{1d} es una trayectoria deseada, se obtiene el nuevo control v, el cual puede escribir directamente como un controlador tipo PID dado por:

$$v = \ddot{x}_{1d} - k_p(x_1 - x_{1d}) - k_d(x_1 - \dot{x}_{1d}) - k_i \int (x_1 - x_{1d}) dt \quad (3.16)$$

Como se puede observar, en la ecuación (3.16) se agregan los términos de aceleración $\ddot{x}_1$. De esta manera, sustituyéndola en (3.14) y reescribiendo, se tiene

$$\ddot{x}_1 - \ddot{x}_{1d} + k_p(x_1 - x_{1d}) + k_d(x_1 - \dot{x}_{1d}) + k_i \int (x_1 - x_{1d}) dt = -\frac{P_1}{m_1} \quad (3.17)$$

Considerando que el error está dado por $e = x_1 - x_{1d}$. Se busca que este error en el control sea lo más cercano a cero, se utiliza la ecuación (3.17) para obtener la siguiente ecuación.

$$\ddot{e} + k_d \dot{e} + k_p e + k_i \int e dt = -\frac{P_1}{m_1} \quad (3.18)$$

Donde la perturbación $-\frac{P_1}{m_1}$ se vuelve constante. Derivando, la integral se elimina y también la perturbación y así obtener la ecuación dinámica del error.

$$\ddot{e} + k_d \dot{e} + k_p e + k_i e = 0 \quad (3.19)$$

La ecuación anterior está en el dominio del tiempo; sin embargo, para su análisis dinámico, es necesario obtener su polinomio característico en el dominio de la frecuencia. Esto último, en función de obtener las ganancias del control PID, por lo que la nueva ecuación es:

$$s^3 + k_d s^2 + k_p s + k_i = 0 \quad (3.20)$$

Igualando con el polinomio de Hurwitz dado por:

$$\begin{aligned} (s^2 + 2\zeta W_n s + W_n^2)(s + B) &= 0 \\ s^3 + (2\zeta W_n + B)s^2 + (2B\zeta W_n + W_n^2)s + BW_n^2 &= 0 \end{aligned} \quad (3.21)$$

Se determinan las ganancias del controlador:

$$k_p = 2B\zeta W_n + W_n^2, \quad k_d = 2\zeta W_n + B, \quad k_i = BW_n^2 \quad (3.22)$$

A partir de la ecuación (3.14), la nueva entrada de control queda definida por:

$$\frac{1}{m_1}(F_1 - b_1 \dot{x}_1) = v \quad (3.23)$$

F_1 se describe a continuación, donde v ahora está dada por las ganancias k_p , k_d y k_i .

$$F_1 = m_1 v + b_1 \dot{x}_1 \quad (3.24)$$

Aplicando el mismo procedimiento, pero ahora en el eje y con la posición deseada x_{2d} , se obtiene la siguiente ecuación:

$$F_2 = m_2 v_2 + b_2 \dot{x}_2 \quad (3.25)$$

3.1.3.2. Simulaciones con el control tipo PID

MSC Adams es un software de ingeniería asistida por computadora que permite realizar simulaciones con prototipos virtuales para obtener resultados y análisis allegados a la realidad usando fricciones, puntos de contacto, fuerzas o torques, etc. Con esto en cuenta, esta sección muestra el desarrollo de simulaciones con el robot basado en una mesa XY cuando se emplean movimientos de aducción/abducción y dorsiflexión/plantarflexión, esto a través de un controlador tipo PID con seguimiento de trayectorias en la plataforma Adams View. La Tabla 3. 1 muestra los parámetros de simulación.

Tabla 3. 1: Parámetros de simulación para el prototipo virtual (MSC Adams).

Parámetros	Descripción
$m_1 = 2 \text{ Kg}$	Masa del eje X.
$m_2 = 1.5 \text{ kg}$	Masa del eje Y.
$b = 0 \text{ Ns/m}$	Coeficiente de amortiguamiento (viscoso).
$\mu_s = 0.3$	Coeficiente de fricción estático en las guías lineales.
$\mu_k = 1.2$	Coeficiente de fricción dinámico en las guías lineales.

De manera simple, usando los cambios de variable de la ecuación (3.11) y (3.12) se integró el control tipo PID para definir la trayectoria de cada movimiento. Esta trayectoria contempla un desplazamiento de 20 cm a lo largo del eje que se está manipulando, es decir, el movimiento de abducción representa un desplazamiento en X+, abducción en X-, dorsiflexión en Y+ y plantarflexión en Y- (ver Figura 3.3). Para cada trayectoria el desplazamiento se realiza en 5 s y regresa a su posición de origen en los próximos 5 s.

Para una mayor comprensión, los resultados y análisis de las simulaciones desarrolladas se encuentran en la sección 6.1 “Simulaciones implementando control PID”.

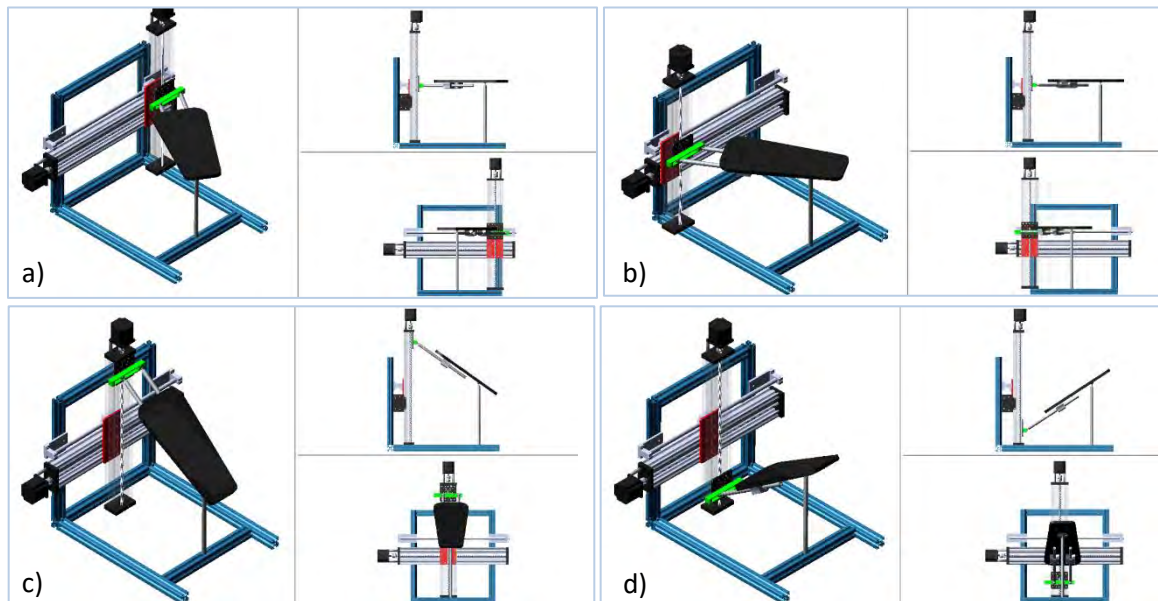


Figura 3.3: Control de trayectorias PID para movimiento de a) Abducción, b) Aducción, c) Dorsiflexión y d) Plantarflexión.

3.1.4. Diseño de una trayectoria de referencia deseada

Se ha establecido que las máquinas de rehabilitación o robots asistentes deben garantizar movimientos seguros al paciente durante un proceso de terapéutico [73]. Como se mostró anteriormente, la planificación de trayectorias de posición permite proponer controladores tipo P, PI, PD, PID, para obtener una posición deseada (en este caso para x_d y para y_d). En este caso se propone un control tipo PID para cada GDL.

$$\begin{aligned} V_x &= \ddot{x}_1 d - k_p(x_1 - x_1 d) - k_d(x_1 - \dot{x}_1 d) - k_i \int (x_1 - x_1 d) dt \\ V_y &= \ddot{y}_1 d - k_p(y_1 - y_1 d) - k_d(y_1 - \dot{y}_1 d) - k_i \int (y_1 - y_1 d) dt \end{aligned} \quad (3.26)$$

Esto define a las fuerzas del sistema como:

$$\begin{aligned} F_x &= m_1 V_x + b_1 \dot{x}_1 \\ F_y &= m_2 V_y + b_2 \dot{x}_2 \end{aligned} \quad (3.27)$$

De esta manera, el error que se define por la diferencia entre la entrada y la salida del sistema en una dinámica de lazo cerrado estará dado por:

$$\begin{aligned} \ddot{e} + k_{dx}\ddot{e} + k_{px}\dot{e} + k_{ix}e &= 0 \\ \ddot{e} + k_{dy}\ddot{e} + k_{py}\dot{e} + k_{iy}e &= 0 \end{aligned} \quad (3.28)$$

Donde k_d , k_p y k_i son las ganancias elegidas por asignación de polos para asegurar que la dinámica del error (3.28) sea asintóticamente estable; permitiendo que la trayectoria real siga la trayectoria deseada. Esta elección se facilita con el polinomio característico de Hurwitz (véase en la ecuación 3.26), del cual se puede obtener las ecuaciones que definen el valor de esas ganancias. De esta forma, centrándonos en el seguimiento de trayectorias de posición deseada, se utilizó un polinomio de Bézier de décimo orden para definir una trayectoria de referencia.

$$\begin{aligned} x_d(t) &= \begin{cases} 0 & 0 \leq t < t_i \\ x_{10} & t_i \leq t < t_f \\ x_f & t \geq t_f \end{cases} \\ x_{10}(t) &= x_i + (x_f - x_i)(a_0 - a_1\mu + a_2\mu^2 - a_3\mu^3 + a_4\mu^4 - a_5\mu^5)\mu^5 \\ \mu &= \frac{t - t_i}{t_f - t_i} \end{aligned} \quad (3.29)$$

Donde la posición inicial deseada está dada por $x_i = x_d(t_i)$, mientras que la posición deseada final es $x_f = x_d(t_f)$. Además, se consideran los siguientes valores en los parámetros del polinomio de Bézier, tales como:

$$a_0 = 252, \quad a_1 = 1050, \quad a_2 = 1800, \quad a_3 = 1575, \quad a_4 = 700 \quad y \quad a_5 = 126. \quad (3.30)$$

Desarrollando nuevamente las simulaciones, implementando ahora el polinomio de Bézier (para trayectorias de referencia), las respuestas, así como el análisis de resultados se encuentran sección 6.1 “Simulaciones implementando control PID” en el capítulo 6.

3.2. Rediseño del prototipo

Para este trabajo de tesis, se parte desde el diseño del prototipo presentado en [42] (véase en la Figura 3. 4). Este sistema propone un robot basado en una mesa XY con las siguientes características y materiales:

- **Perfiles modulares:** Son estructuras con perfiles de acero o aluminio utilizadas para crear la base fija y el soporte que mantiene rectas a las guías lineales.
- **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.
- **Transmisión mecánica:** La transmisión es comandada por motores a pasos y un tornillo sin fin que permiten el movimiento lineal del mecanismo.
- **Accesorios prediseñados:** En esta parte se mencionan los elementos sobrantes dentro de los que están algunos rodamientos lineales y acoplamientos para transmisiones de movimiento que agregan robustez al sistema, permiten mantener todos los elementos en la misma posición y, además, permiten emplear los movimientos dorsi/plantarflexión y abducción/aducción de forma correcta y suave.

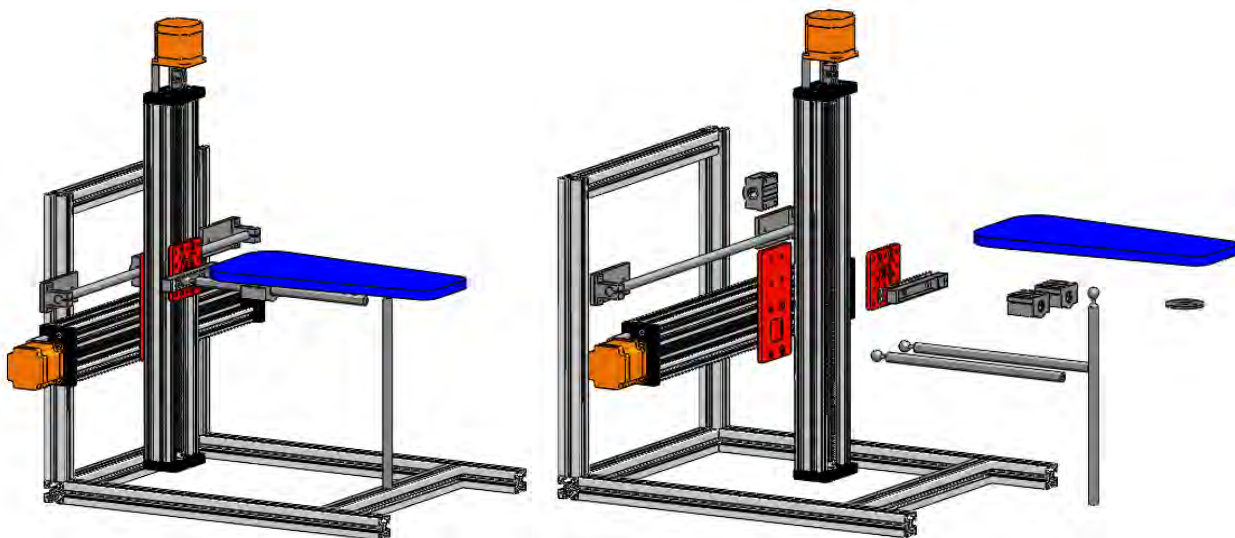


Figura 3. 4: Estructura del rehabilitador de tobillo de 2 GDL

Como punto esencial para el rediseño, el mecanismo cuenta con una plataforma móvil compuesta por una placa sólida con dimensiones adecuadas a la anchura y longitud estándar de un pie humano (véase en la Figura 3. 5). La parte inferior cuenta con ranuras para colocar chumaceras que soportan dos ejes transmisores, así como de un orificio que permite colocar un eje de apoyo para permitir una asistencia al pie suave por medio de una junta esférica, la cual también tiene la función de soportar el peso del pie (o pierna) del paciente durante todo el proceso de terapia.

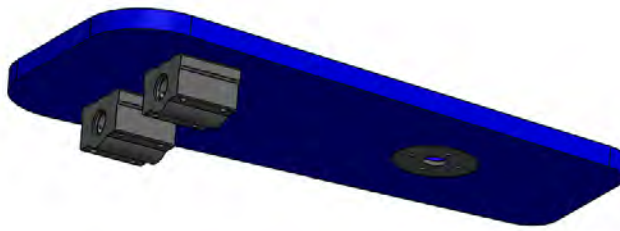


Figura 3. 5: Plataforma móvil con chumaceras lineales.

El ensamblaje de la plataforma móvil, con sus respectivos ejes transmisores y uniones esféricas se puede observar en la Figura 3. 6.

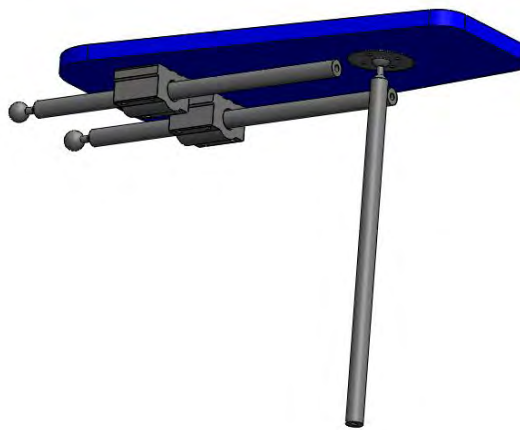


Figura 3. 6: Ensamble de ejes en la plataforma móvil.

3.2.1. Consideraciones de rediseño del rehabilitador

Este trabajo propone la integración de un rehabilitador de tobillo con 2 GDL para solventar movimientos de dorsi/plantarflexión y abducción/aducción con un juego serio (como elemento visual), mediante la implementación de un control de impedancias. Esta conexión permite llevar a cabo sesiones de rehabilitación activa que demanden la participación del usuario. Es decir, el paciente debe generar una fuerza de respuesta en función al comportamiento del rehabilitador, siendo posible verlo en una pantalla mediante un videojuego (juego serio).

Como ya se ha comentado en los antecedentes, el rehabilitador propuesto en [42], se creó con la finalidad de implementar terapias de tipo pasiva, donde los pacientes no generan ningún tipo de movimiento o esfuerzo físico por voluntad propia y como respuesta, el mecanismo se encarga de realizar todo el trabajo. Esto se puede observar en la Figura 3. 7, de la cual se empleó el uso del mecanismo presentado, para desarrollar diferentes movimientos (entre ellos giratorios) con programación de trayectorias. Para asegurarse de una efectiva y correcta ejecución de la terapia, fue colocada una tobillera reforzada con la misión de mantener el tobillo en una posición estable y alineada de forma vertical con el poste de la plataforma móvil (puntal) de la plataforma móvil.

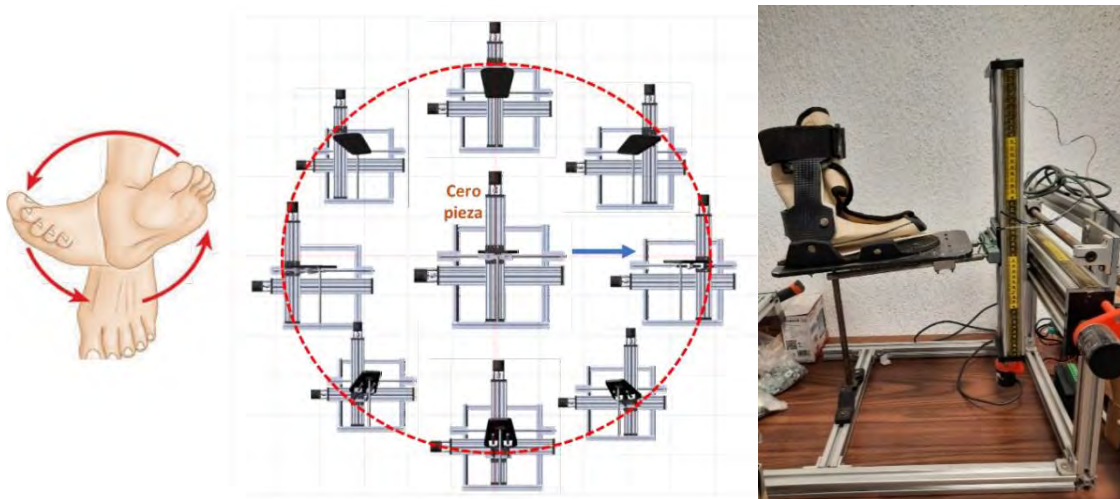


Figura 3. 7: Movimiento complejo en círculo o elipse en el rehabilitador [42].

Debido a que el interés actual está en utilizar el rehabilitador de 2 GDL planteado para realizar terapias de tipo activa, se busca la implementación de sensores para medir la fuerza de respuesta del paciente durante todo el proceso de rehabilitación. Además, considerado que se tiene cuatro posibles movimientos del mecanismo: dorsiflexión (movimiento vertical superior), plantarflexión (movimiento vertical inferior), abducción (movimiento giratorio externo) y aducción (movimiento giratorio interno), se toma la decisión de rediseñar la plataforma móvil, conservando los orificios para las chumaceras y el puntal. Esto buscando una estructura que adapte los sensores de fuerza a los puntos de contacto principales del pie humano que generan el mayor punto de fuerza (véase en la Figura 3. 8), y que permitan a su vez ajustarse a las diferentes dimensiones de cada paciente. Los sensores seleccionados son de tipo FRS 400, debido a las características que los constituyen como: la flexibilidad, respuesta de señal con alta repetitividad, resistencia a temperaturas altas, así como fricción y el soporte de cargas electrostáticas. Lo que los hace ideales para acoplarse de manera efectiva al pie, al igual que permitir colocarlos en lugares estratégicos sin importar las temperaturas que puedan alcanzar.



Figura 3. 8: Puntos de contacto principal en un pie humano [Imagen modificada obtenida de Freepik].

3.2.2. Antropometría del pie mexicano

Para el desarrollo del rediseño de la base móvil del rehabilitador de 2 GDL se consideran principalmente las medidas antropométricas del pie mexicano, esto con base en el estudio presentado en [74]. Este producto científico cuenta con medidas antropométricas tomadas de grupos de personas de diversas geolocalizaciones (México, Venezuela, Cuba, etc.) y diferentes edades (niños, adolescentes estudiantes y adultos trabajadores de industria) en posición de pie y en posición sentado, considerando también otros aspectos como medidas de cabeza, pies y manos. En la Figura 3. 9 y la Tabla 3. 2 se desglosan las medidas para la

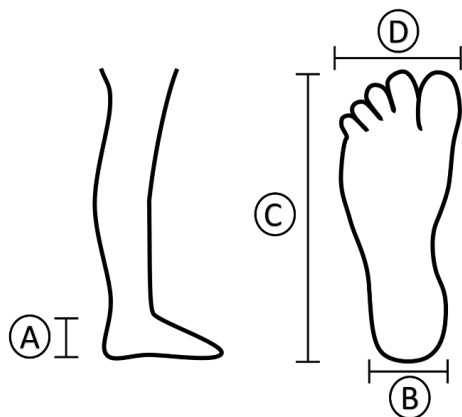


Figura 3. 9 Marcas utilizadas en [73] para obtener las medidas antropométricas del pie y tobillo de la población mexicana: A) altura del tobillo, B) Anchura del talón, C) Longitud del pie y D) Anchura del pie.

Tabla 3. 2: Medidas antropométricas de la población mexicana en áreas metropolitanas.

Rango de edad (años)	Medidas (mm)	Población femenil n= 1271				Población varonil n= 1461			
		A	B	C	D	A	B	C	D
12-14	Mín.	52	53	209	77	51	50	213	79
	Prom.	66	63	232	88	66	65	245	93
	Máx.	82	74	254	100	82	77	274	106
15-17	Mín.	50	53	218	81	52	59	241	86
	Prom.	63	61	236	89	69	68	262	98
	Máx.	75	70	254	99	86	79	282	111
18-24	Mín.	50	53	217	81	54	60	242	88
	Prom.	64	61	234	89	70	69	262	99
	Máx.	76	69	255	97	88	77	282	109
18-65	Mín.	-	-	217	83	-	-	217	83
	Prom.	-	-	232	90	-	-	232	90
	Máx.	-	-	250	99	-	-	280	99

población en el área metropolitana de Guadalajara, México. En ésta participaron alrededor de 1270 mujeres y 1460 hombres de entre 12 a 65 años. Para simplificar esta información con base en el proyecto a realizar, se delimitaron los resultados a un valor mínimo, un valor promedio y un valor máximo para cada uno de los rangos de edad. De forma similar, el estudio en [74] presenta otras medidas antropométricas para los pies de mexicanos que están en un rango de edad de entre 18 a 68 años, centrándose esencialmente en la población masculina que opera autotransporte (con 974 participantes). Esto con la finalidad de verificar que los resultados de la Tabla 3. 2 son adecuados y así obtener medidas adicionales sobre las partes con mejor movimiento durante una acción, como lo es la altura y el largo funcional del pie (véase en la Figura 3. 10 y la Tabla 3. 3).

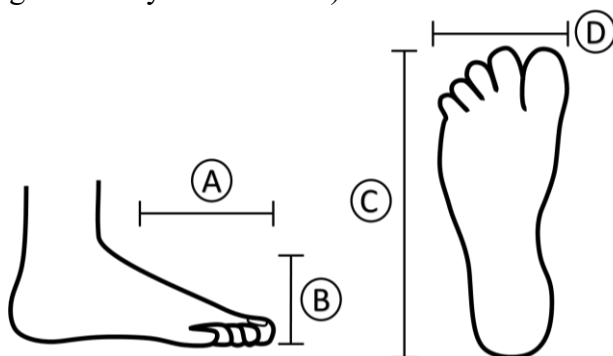


Figura 3. 10: Marcas utilizadas en [73] para obtener las medidas antropométricas del pie y tobillo de la población mexicana masculina (operadores de autotransporte) en un rango de edad entre los 18 a 68 años: A) Largo funcional del pie, B) Altura funcional del pie, C) Longitud del pie y D) Anchura del pie.

Tabla 3. 3: Medidas antropométricas de la población masculina (operadores de autotransporte).

		Población masculina n= 974			
Rango de edad (años)	Medidas (mm)	A	B	C	D
18-68	Mín.	138	70	230	85
	Prom.	157	85	249	93
	Máx.	174	99	267	100

Como resultados preliminares, ya que se busca el desarrollo de un rediseño que se ajuste a las diferentes medidas del pie y tobillo, tanto para hombres como para mujeres, se tomaron en cuenta sólo los valores máximos registrados sin tomar en consideración el género. Esperando que este nuevo diseño de la plataforma permita el uso del dispositivo a los participantes que se encuentren dentro de las medidas promedio y las medidas más pequeñas sin ningún problema. Estos registros se encuentran a continuación y servirán como base para la sección siguiente.

- Altura del tobillo: 88 mm
- Anchura del talón: 79 mm
- Longitud del pie: 282 mm
- Anchura del pie: 111 mm
- Largo funcional del pie: 174 mm
- Altura funcional del pie: 99 mm

3.2.3. Rediseño de la base móvil

Considerando la problemática de la sección 3.2.1, así como las medidas antropométricas máximas del pie mexicano (véase en la sección 3.2.2), se diseñó una plataforma móvil respetando la base original, así como los orificios para las chumaceras y el puntal del rehabilitador (véase en la Figura 3. 11) mostrado en la Figura 3. 6. Este nuevo diseño cuenta con paredes laterales ranuradas y canales que ayudarán al ajuste de los sensores de fuerza a las partes más rígidas del pie con mayor facilidad. También se agrega una pestaña que permite mantener al talón del paciente alineado con el puntal del rehabilitador, para ofrecer una terapia más eficiente desde un punto de equilibrio. Paralelamente, la pestaña presenta una pequeña muesca en el centro para evitar la incomodidad del paciente al desarrollar el movimiento de plantarflexión.

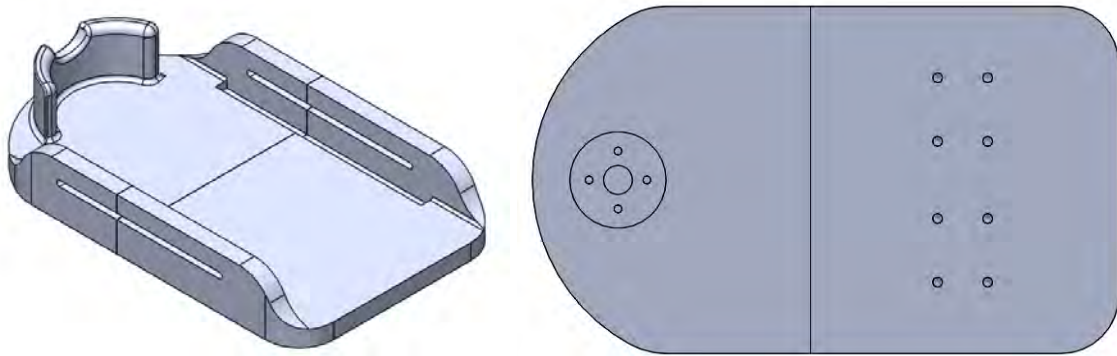


Figura 3. 11: Diseño de la plataforma móvil inferior.

Ya que se busca elaborar esta base con ayuda de impresión en 3D, se deben considerar las dimensiones de operación de la impresora. En este caso se desea usar una impresora Ender 3, cuya zona de trabajo abarca los 220 x 220 x 250 mm. Tomando esto en cuenta, la plataforma móvil tiene dimensiones de 180 x 320 x 53.5 mm que sobrepasan a los estándares. Por ello, se consideró la opción de partir la pieza por la mitad, agregando tanto orificios como extrusiones de 15 mm a cada parte respectivamente, con la finalidad de tener un guía para fijar o adherir ambas piezas al final de la impresión 3D (véase en la Figura 3. 12).

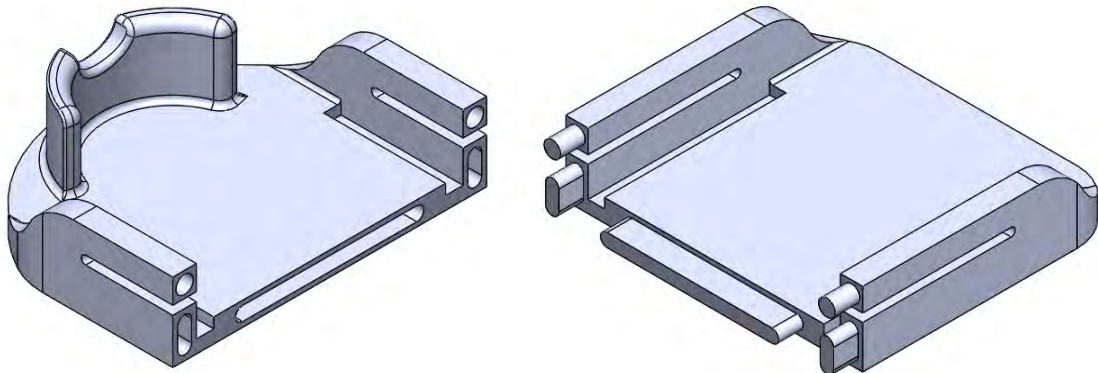


Figura 3. 12: División de la plataforma móvil inferior para su impresión en 3D.

Para ajustar los sensores de fuerza a la longitud del pie del paciente, se diseñó la plataforma móvil superior con barrenos a los costados y en la parte alta, así como una pequeña extrusión en la parte inferior. La función de esta última es mantener alineada la pieza, acoplándose a los canales de la plataforma móvil inferior (véase en la Figura 3. 13) y los barrenos laterales mantendrán fija la pieza a través de tornillos tipo mariposa que pasarán por las ranuras de las paredes laterales del mismo.

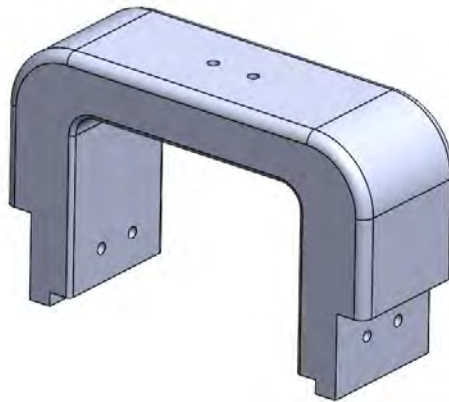


Figura 3. 13: Plataforma móvil superior.

Para adaptar los sensores de fuerza al ancho y altura funcional del pie del paciente, se diseñaron tres elementos auxiliares movibles (dos laterales y uno elevado), que buscan una Figura adaptable al pie para agregar comodidad y confort a la terapia. El elemento auxiliar elevado se encarga de adoptar la altura del empeine, por lo que tiene una ligera inclinación que le permite seguir su forma natural (véase en la Figura 3. 14). Además, esta pieza posee dos barrenos refrentados, diseñados para emplear tornillos de cabeza hexagonal de 5 mm que no permitan la rotación involuntaria de la pieza y que, a su vez, se pueda colocar el sensor correspondiente de modo que este puede leer toda la fuerza empleada por el paciente.

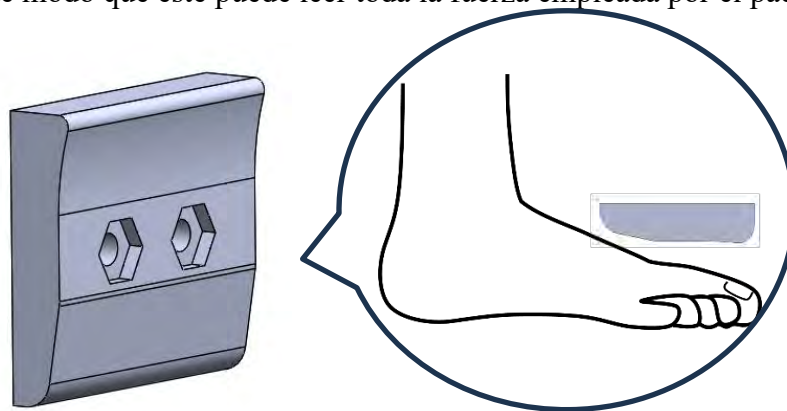


Figura 3. 14: Elemento de contacto con el empeine del pie para movimientos de dorsiflexión.

Por otro lado, se necesitan dos elementos auxiliares laterales que se encarguen de adoptar la anchura del pie (véase en la Figura 3. 15), abordando los cabezales de los metatarsos (elementos rígidos del pie ubicados en los costados más grandes del mismo). Para ello, se

diseñaron piezas prismáticas con una de sus caras en forma semicircular, con la finalidad de tener una pieza que permita obtener la información necesaria del sensor colocado, al igual que sea cómodo para el paciente en el momento de aplicar una fuerza.

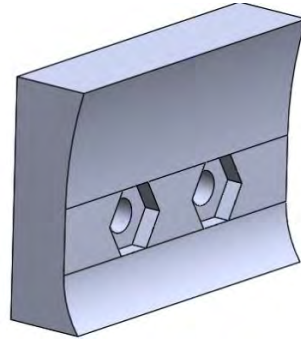


Figura 3. 15: Elemento de contacto lateral.

Tanto los elementos auxiliares, como la base móvil superior se ensamblan directamente en la plataforma móvil inferior, obteniendo el ensamble mostrado en la Figura 3. 16. Este nuevo diseño permite adaptar la longitud, anchura y altura funcional del pie para las diferentes dimensiones del tobillo de la población mexicana, que estén dentro del rango de los registros mostrados en la Tabla 3. 2 y Tabla 3. 3.

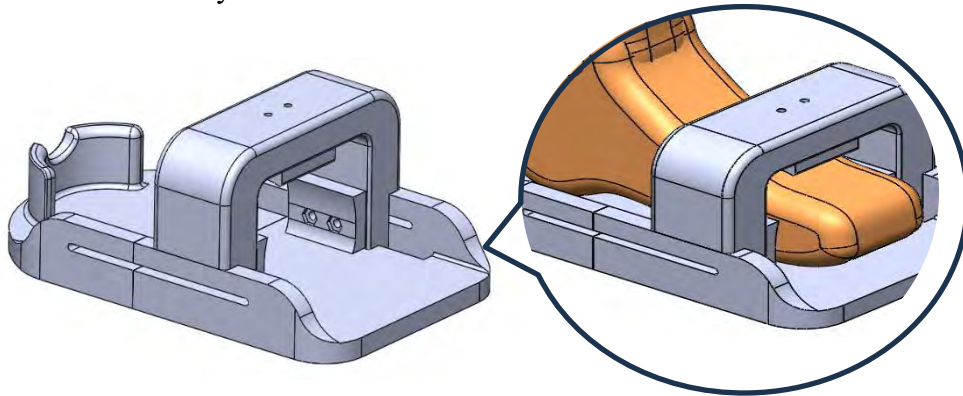


Figura 3. 16: Ensamblaje del rediseño de la plataforma móvil.

El acoplamiento y posición de cada elemento que conforma el nuevo diseño de la plataforma móvil se puede visualizar a través de la vista explosionada mostrada en la Figura 3. 17.

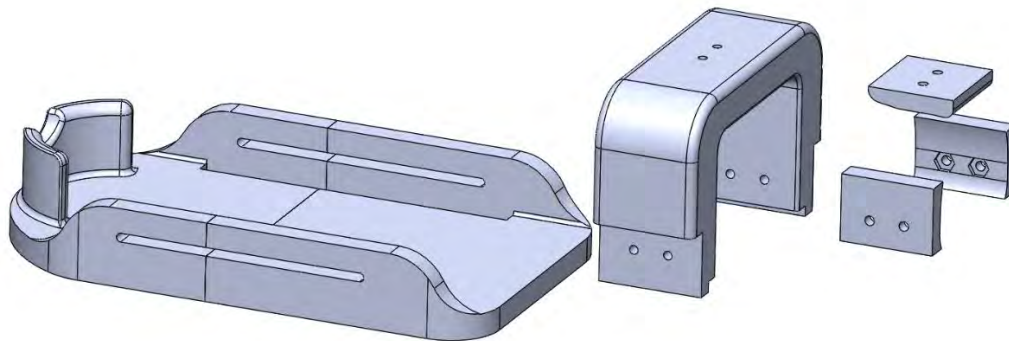


Figura 3. 17: Vista explosionada del rediseño.

Por último, se muestra la sustitución de la plataforma móvil con respecto al prototipo de rehabilitador de 2 GDL planteado desde el principio (véase en la Figura 3. 18), para obtener una referencia visual de ejemplo.

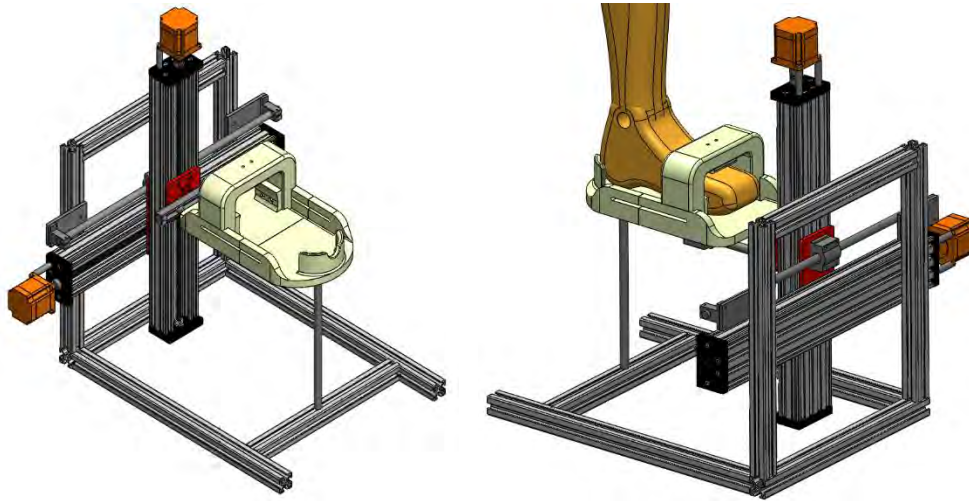


Figura 3. 18: Aplicación de la plataforma móvil rediseñada en prototipo principal del rehabilitador.

3.2.4. Rediseño e implementación de los soportes

3.2.4.1. Soportes para el montaje de motorreductores

Para la instrumentación del prototipo, se contempla el intercambio de los motores que manipulan los movimientos verticales y horizontales. Esto ya que el sistema está diseñado para albergar motores a pasos de CD (corriente directa) que permiten una programación de trayectorias más fácil. Sin embargo, ofrecen torques pequeños que impediría su aplicación con juegos serios, en la que los usuarios deben generar distintas fuerzas de respuesta (rehabilitación resistiva). Como solución, se plantea el rediseño de los soportes de los motores (antes motores a pasos NEMA 17), con la finalidad de implementar motorreductores 36GP-555 (motores eléctricos de CD). Entre los elementos disponibles para este rediseño se encuentra una placa de aluminio AISI 1090 con barrenos disponibles (véase la Figura 3. 19).

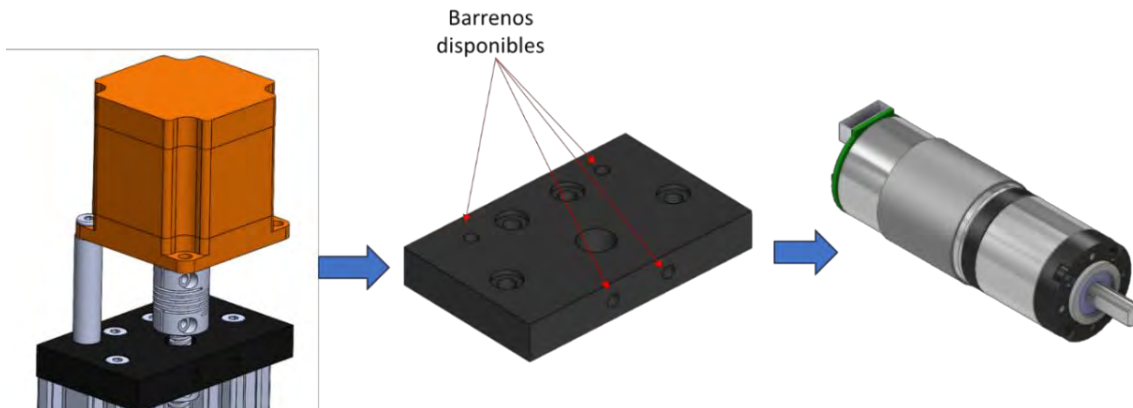


Figura 3. 19: Elementos disponibles para el rediseño de los soportes para los nuevos motores (motorreductores).

Para este rediseño se toma en consideración que cada guía lineal contiene un soporte extremo para una viga en C y que esta sujeta por medio de 4 tornillos que se ocultan gracias a un avellanado en la parte superior. Además, cuenta con un barreno central que es utilizado para realizar la conexión entre el tornillo sin fin y el motor a pasos por medio de un cople flexible. Ya que este soporte está maquinado en material de acero, se dispone a reutilizar esta pieza aprovechando cuatro de sus barrenos disponibles (véase en la Figura 3. 20) para generar un nuevo diseño que será impreso en 3D y que busca, a su vez, que se permita la adaptación de los motorreductores 36GP-555. De esta forma, usando la hoja de datos de los motores nuevos, en la Figura 3. 21 se presenta el dibujo técnico de este rediseño, el cual aprovecha los cuatro barrenos disponibles para su ensamblaje en el soporte externo y agrega una forma de sujeción adicional para el motor agregando barrenos extras dentro de la circunferencia principal.

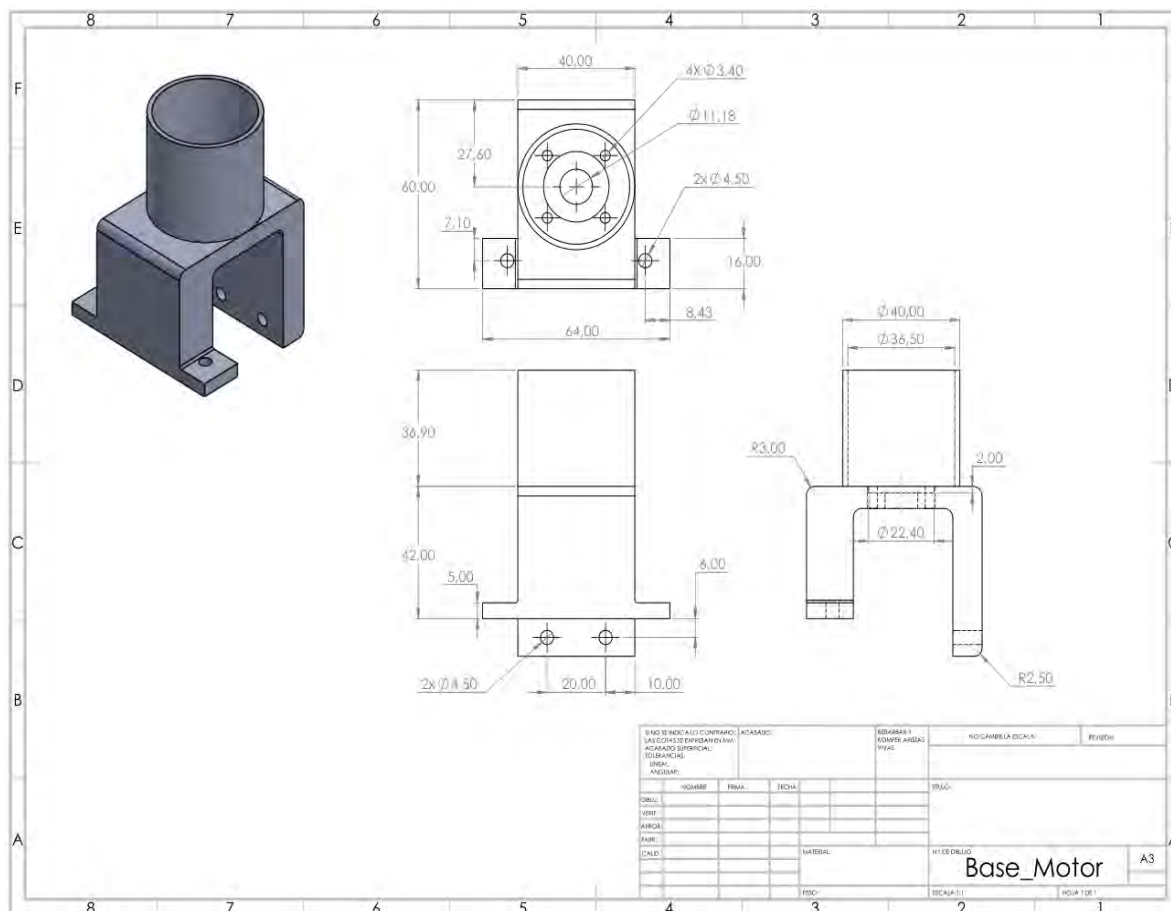


Figura 3. 20. Rediseño de los soportes para los motores.

En la Figura 3. 21 se muestra los soportes para los motorreductores. Aquí se observa que esta pieza está diseñada estratégicamente para permitir el ensamble del motor sin modificar la conexión con el cople flexible y aprovechando el extremo de la viga lo máximo posible. De igual manera, la pieza permite el acceso para sujetar y liberar correctamente este cople. Cabe mencionar que este diseño es el mismo para cada eje, es decir, cada guía lineal cuenta con su propio soporte y su respectivo motor para desarrollar los movimientos necesarios de manera independiente.

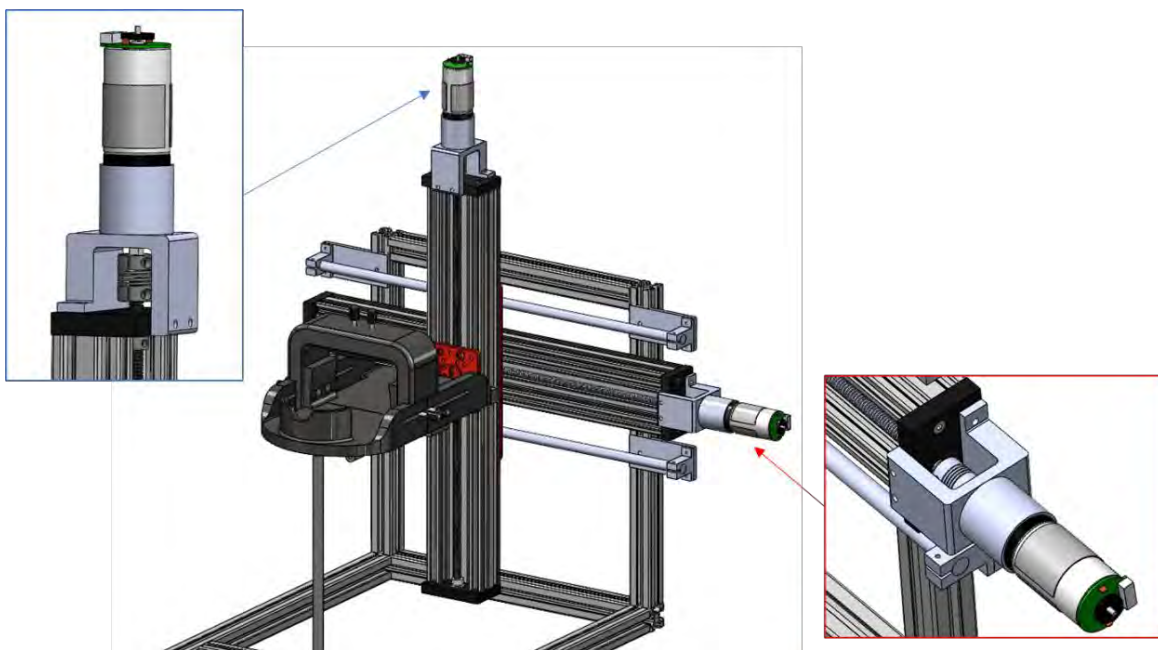


Figura 3. 21: Ensamblaje de los soportes para los motorreductores.

3.2.4.2. Soportes lineales

La guía lineal horizontal que permite los movimientos de abducción/aducción es una de las partes principales en la estructura de la máquina de rehabilitación, ya que soporta el peso de la guía lineal vertical (para los movimientos dorsi/plantarflexión) y a su vez soporta tanto a la plataforma móvil como al peso del pie del paciente. No obstante, dado que la aplicación a la que va dirigida es a través de juego serio que requieren de interacciones constantes, en el cual el paciente proporcionara fuerzas o torques cada vez más grandes, es necesario tener un mecanismo lo suficientemente fuerte para soportar todos estos factores incluyendo las fuerzas adicionales del paciente. El diseño presentado en [42], coloca la guía lineal horizontal detrás de la guía vertical en aproximadamente 10 centímetros por debajo de su centro de masa (véase en la Figura 3. 23a). Como refuerzo se coloca un soporte lineal en este centro. Este soporte está constituido por un eje y cuatro bases metálicas que lo soportarán (véase en la Figura 3. 22).

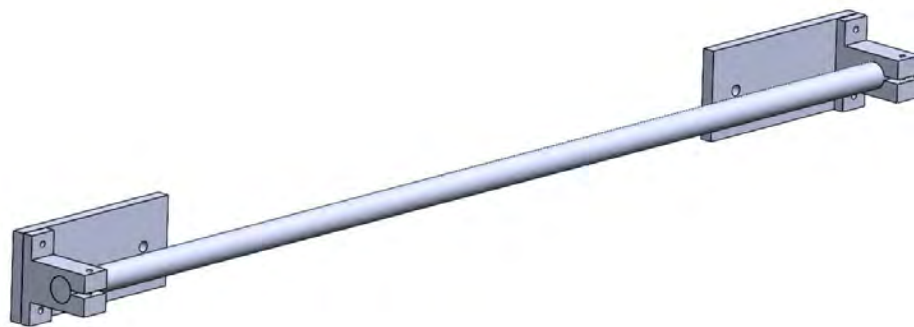


Figura 3. 22: Soporte lineal para movimientos horizontales.

Una placa de acero para el eje X interconecta ambas guías lineales y por medio de una chumacera se conecta con el soporte lineal (véase en la Figura 3. 23a). Para mejorar la estabilidad y sustento de la estructura, se propone el desplazamiento de la guía lineal horizontal hasta el centro de masa (o a la mitad de la distancia total de la biga en C) de la guía lineal vertical como se puede observar en la Figura 3. 23b. Aunado a ello, se crea una nueva placa a partir de la existente y se duplican los barrenos que ensamblan a la chumacera para extender la placa y agregar un segundo soporte lineal. Esto aumenta el soporte general del mecanismo sin modificar los rangos de movimiento entre los ejes, especialmente para los movimientos dorsi/plantarflexión.

Cabe mencionar que el montaje del motorreductor en la guía horizontal se cambió al otro extremo de la guía, esto no genera ningún tipo de cambio y se desarrolló principalmente para tener un acceso más fácil para desmontar las guías en caso de ser necesario.

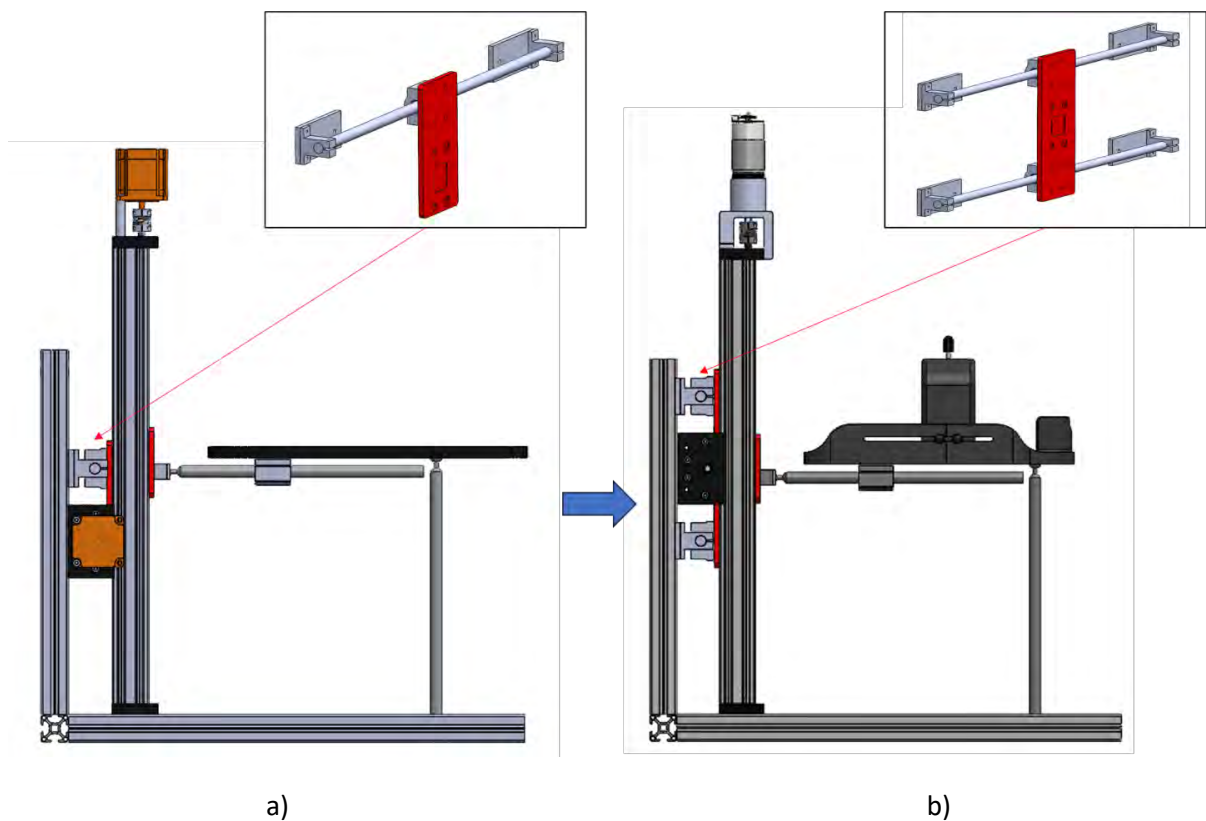


Figura 3. 23: Implementación de soportes lineales en la máquina de rehabilitación de tobillo: a) Diseño original propuesto en [42] (con solo un soporte lineal) y b) Rediseño propuesto (con doble soporte lineal).

En la Figura 3. 24 se muestra en ensamblaje final de la máquina de rehabilitación, en el cual se han implementado los rediseños necesarios para mejorar su funcionamiento (más estable). Entre estos rediseños se incluye una la plataforma móvil para colocar los sensores y para desarrollar terapias de tipo activa-resistiva; soportes reforzados para los motorreductores y la incorporación de un soporte lineal adicional. Además, en la misma figura se muestra el prototipo físico instrumentado y listo para el desarrollo de pruebas, lo que permitirá visualizar tanto su estructura como su funcionamiento real bajo condiciones controladas. Este prototipo

representa un avance significativo en el desarrollo del dispositivo, integrando las mejoras propuestas durante las etapas de diseño y evaluación.

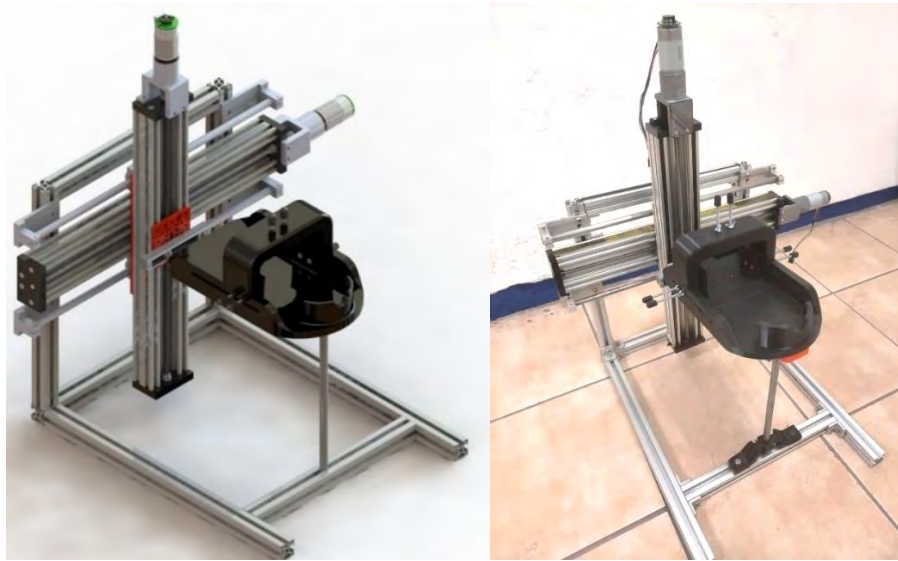


Figura 3. 24: Figuras de referencia entre el prototipo simulado vs prototipo real.

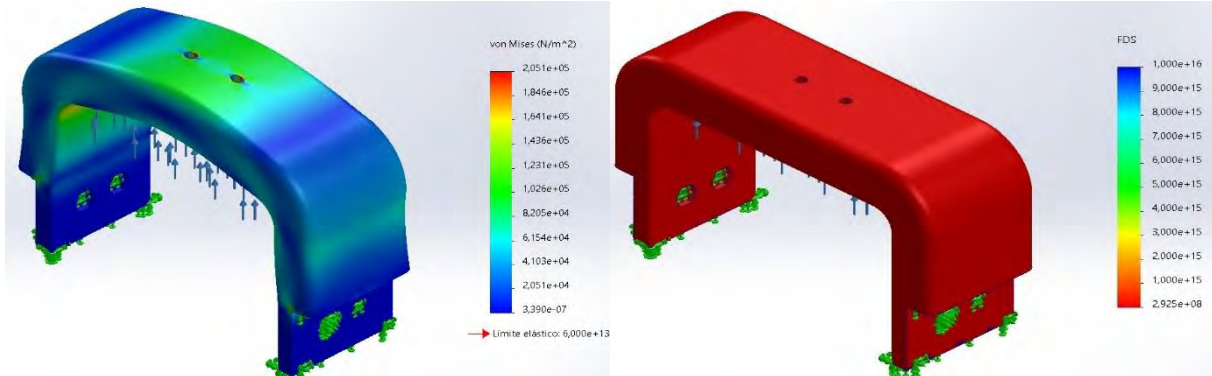
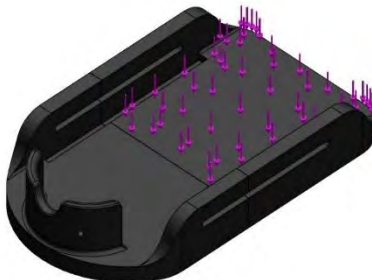
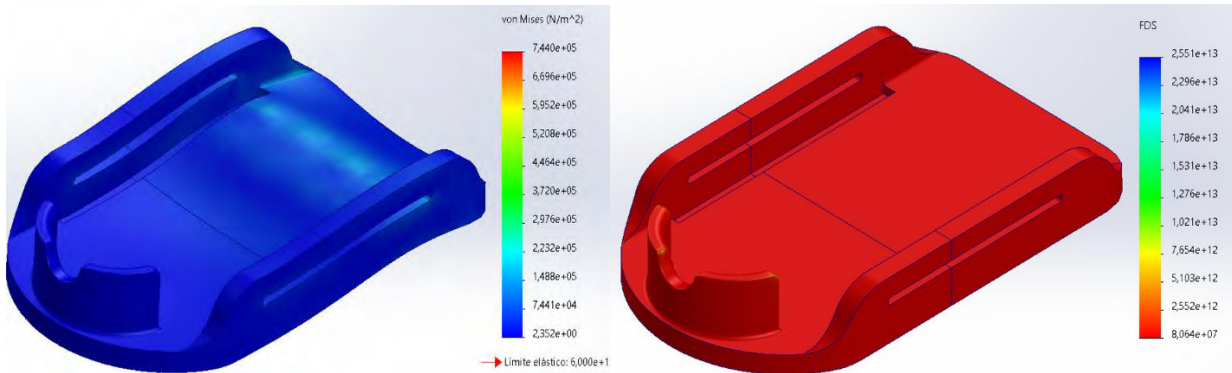
3.2.5. Análisis de elemento finito

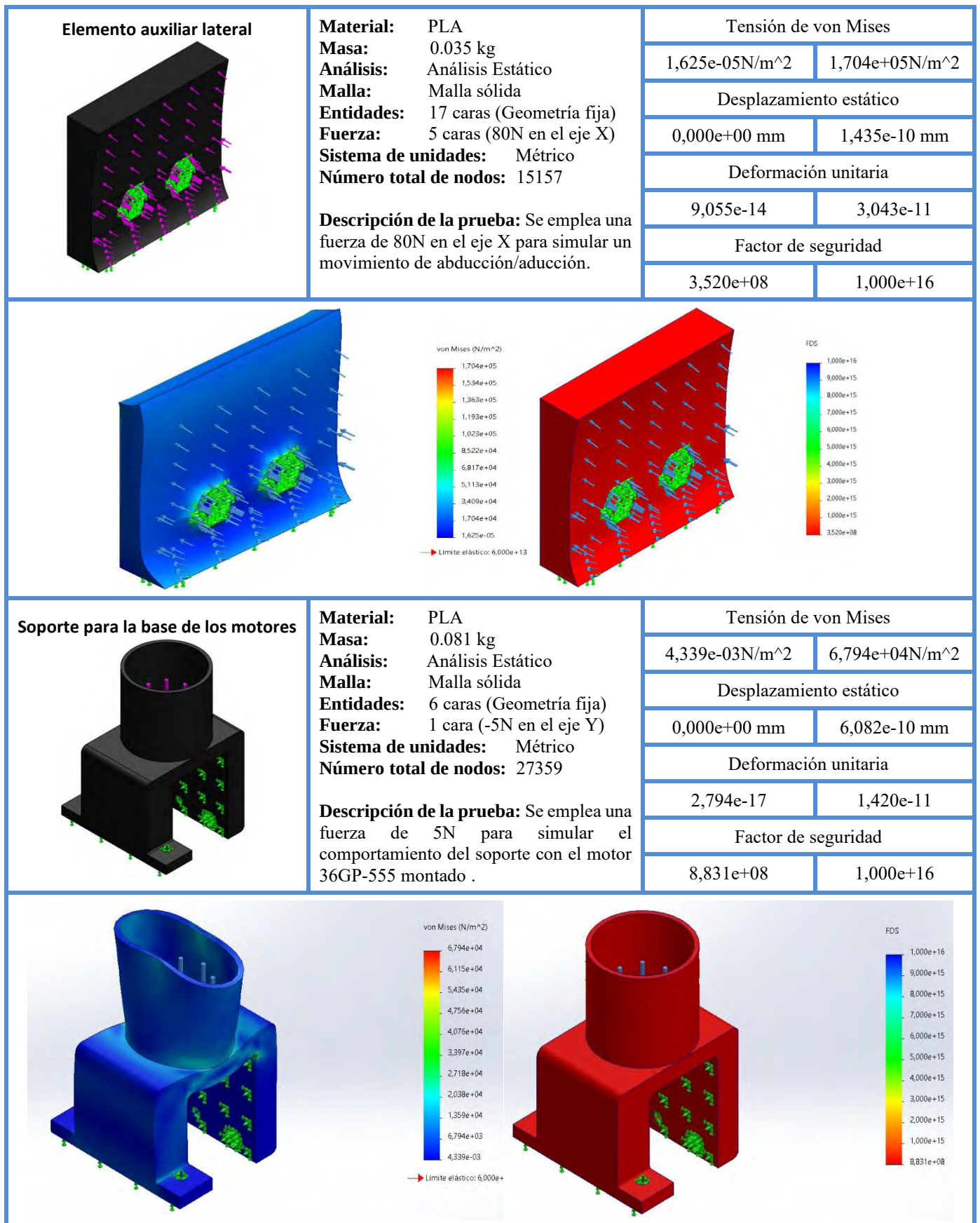
En esta sección se aplica un análisis por elemento finito (FEA) para las piezas rediseñadas. Esto, con el objetivo de verificar su resistencia y viabilidad antes de su fabricación. Los análisis se enfocaron en los componentes críticos de la plataforma móvil, así como de los soportes para los motores y el anexo de la guía línea (véase en Tabla 3. 4). El material empleado para las piezas impresas en 3D fue PLA, mientras que para la guía lineal se usó acero AISI 1020 debido a su mayor capacidad de carga y rigidez.

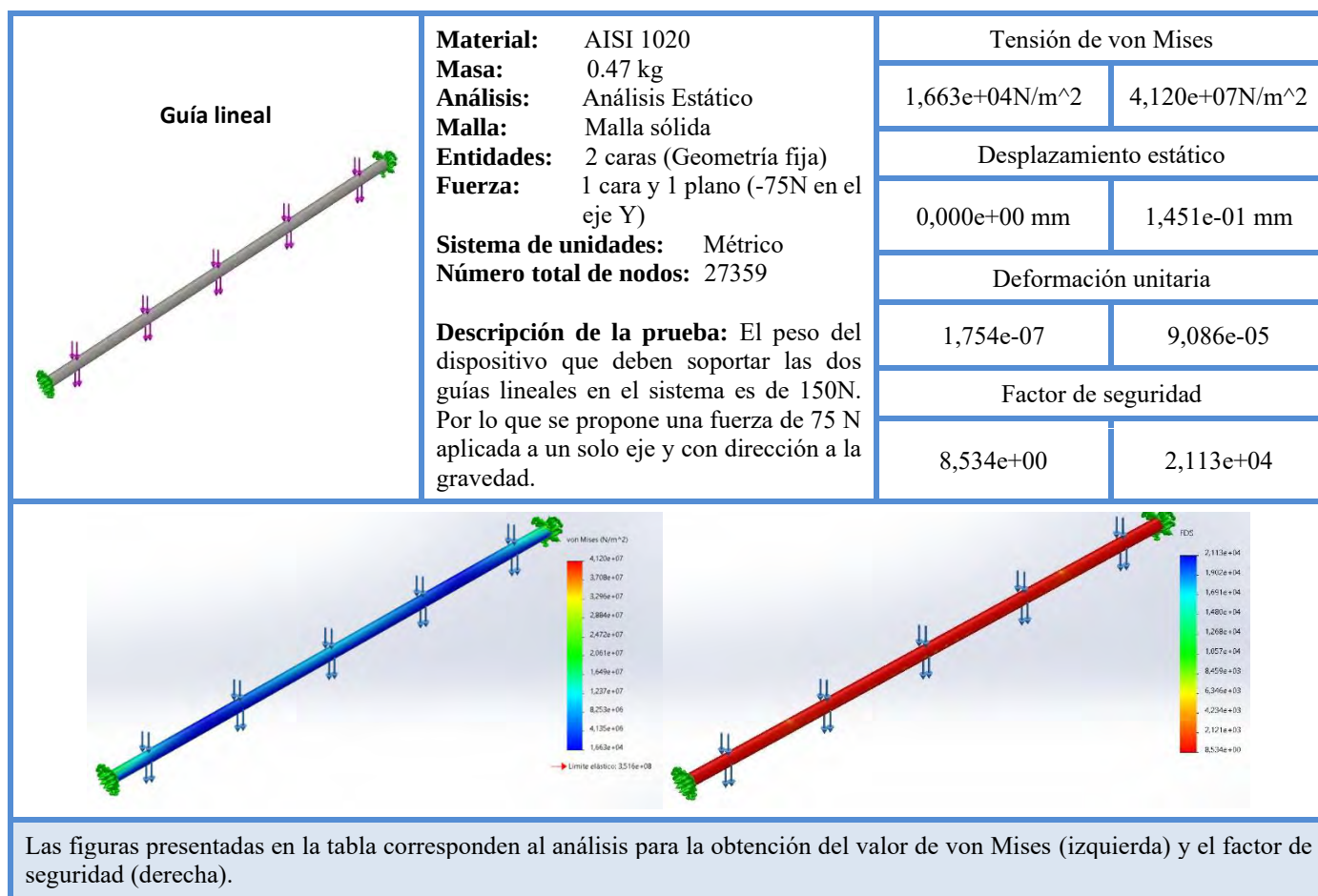
Para todas las pruebas, se usó una fuerza aplicada al doble de la fuerza para la que fue diseñada cada elemento. Entre los resultados destacados se tiene lo siguiente:

- **Plataforma móvil superior, inferior y elemento lateral:** Se muestra un soporte a cargas de hasta 80N, considerando que la fuerza promedio de un paciente es de aproximadamente 40N para movimientos de abducción/aducción y dorsi/plantarflexión. Ambos cuentan con desplazamientos insignificantes de hasta $4,805e-09$ mm, mientras que el factor de seguridad (FS) supera las 8 unidades (para rehabilitación, un $FS > 3$ es considerado aceptable).
- **Soporte para motorreductores:** Validando la pieza con una carga de 5N correspondiente al peso de un motor 36GP-555. Se obtuvo un diseño con un FS mayor a 8 unidades, tensiones inferiores a $6.8e+04$ N/m² y desplazamientos despreciables. Esto confirma la fiabilidad de la pieza durante la operación de la máquina.
- **Guía lineal:** Siendo la pieza diseñada para soportar la carga total del dispositivo y el peso del pie del paciente (150N como total aproximado), este mostró una tensión máxima de $4.12e+07$ y un factor de seguridad mayor a 8. Esto garantiza que el dispositivo será robusto y soportará adecuadamente las diferentes cargas aplicadas.

Tabla 3. 4: Análisis de elemento finito para las piezas rediseñadas.

Referencia de modelo	Descripción	Resultados de análisis	
		Min	Máx
Plataforma móvil superior 	Material: PLA Masa: 0.52 kg Análisis: Análisis Estático Malla: Malla sólida Entidades: 8 caras (Geometría fija) Fuerza: 1 cara (-80N en el eje Y) Sistema de unidades: Métrico Número total de nodos: 57545 Descripción de la prueba: Se emplea una fuerza de 80N de forma ascendente para simular un movimiento de dorsiflexión.	Tensión de von Mises	
		3,390e-07N/m^2	2,051e+05N/m^2
		Desplazamiento estático	
		0,000e+00 mm	4,805e-09 mm
		Deformación unitaria	
		4,873e-15	4,222e-11
		Factor de seguridad	
		2,925e+08	1,000e+16
			
Plataforma móvil inferior 	Material: PLA Masa: 1.1 kg Análisis: Análisis Estático Malla: Malla sólida Entidades: 9 caras (Geometría fija) Fuerza: 1 cara (80N en el eje Y) Sistema de unidades: Métrico Número total de nodos: 68144 Descripción de la prueba: Se emplea una fuerza de 80N de forma descendente para simular un movimiento de plantarflexión.	Tensión de von Mises	
		2,352e+00N/m^2	7,440e+05N/m^2
		Desplazamiento estático	
		0,000e+00 mm	1,103e-08 mm
		Deformación unitaria	
		1,206e-15	1,943e-10
		Factor de seguridad	
		8,064e+07	2,551e+13
			





Los resultados del análisis por elemento finito comprueban que los diseños propuestos no solo son fabricables con los medios disponibles (impresión 3D y acero AISI 2010), sino que también cumplen con los requerimientos necesarios para un uso seguro y confiable durante todo el proceso de terapia salvaguardando la seguridad del paciente en todo momento.

3.2.6. Discusión

En la sección 3.1 se presentó la descripción general de la máquina de rehabilitación, así como su modelo matemático, (3.9) y (3.10). Lo anterior permitió emplear un controlador tipo PID al prototipo virtual de la máquina, para el seguimiento de trayectorias. De la misma forma, se presentaron los parámetros para considerar en pruebas de simulación para el control planteado.

La sección 3.2 se enfoca en mejorar el diseño de la máquina de rehabilitación propuesta en [42]. Esto, desarrollando un énfasis a tres partes principales: el mejoramiento de la plataforma móvil para aplicaciones iterativas (para el uso de sensores de fuerza FSR-400), la creación de soportes para motorreductores 36GP-555 y la adición de un soporte lineal extra para mejorar la estabilidad del mecanismo. Aunado a ello, se presentaron análisis de elemento finito que permiten visualizar el comportamiento de cada pieza rediseñada aplicando las fuerzas de diseño. Esto sirve para validar el diseño de las piezas como elemento efectivo en la instrumentación del mecanismo.

Capítulo 4

Diseño y desarrollo del Juego serio

En este capítulo se describe el proceso de diseño y desarrollo del juego serio propuesto como herramienta de apoyo para la máquina de rehabilitación de tobillo de 2GDL (planteada en este trabajo). El objetivo principal es crear una experiencia interactiva que motive al paciente a realizar ejercicios de rehabilitación a través de una interfaz más llamativa y entretenida (véase la Figura 4. 1). Para ello, se establece una estructura en el juego serio basada en niveles de dificultad que reflejan las diferentes etapas del proceso de recuperación: movilidad, fortalecimiento muscular y la combinación de ambas; esto se logra mediante diferentes mecánicas que desafían al jugador: laberintos, laberintos con obstáculos y rompecabezas.

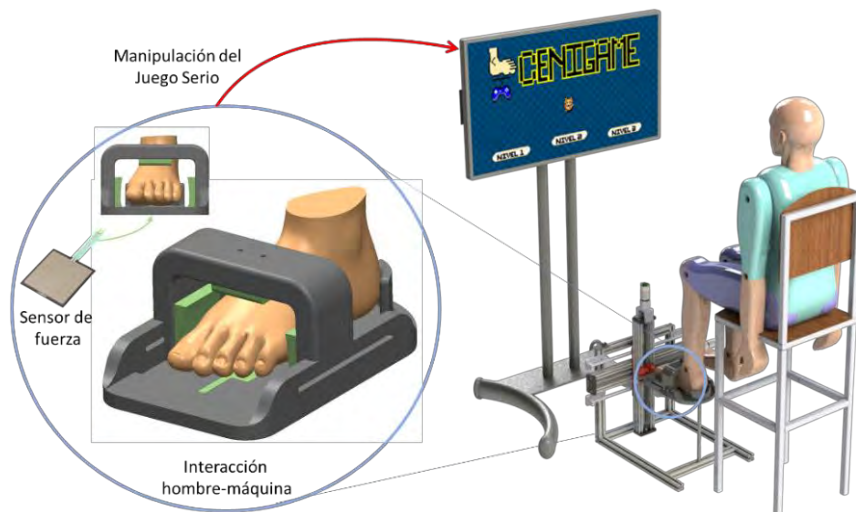


Figura 4. 1: Contexto general de la aplicación de un juego serio en la máquina de rehabilitación de tobillo de 2 GDL.

Como apoyo visual, en la Figura 4. 1 se muestra de manera general cómo el juego serio se implementa en el sistema de rehabilitación de tobillo, permitiendo que los movimientos del pie del paciente se vean reflejados directamente en las acciones del personaje principal en el videojuego (por medio de sensores de fuerza). A lo largo del capítulo se detalla el diseño conceptual del juego serio, la elección del software de desarrollo, la psicología del color, el diseño de personajes, objetos y escenarios, así como de su integración con el sistema de rehabilitación de tobillo por medio de la máquina de 2 GDL. Ello mostrando un diagrama de flujo que presenta de forma simple como interactúa el paciente con el videojuego.

4.1. Diseño conceptual del juego serio

Para el diseño conceptual del juego serio parte de la necesidad de integrar un sistema interactivo que adapte sus movimientos a los recursos establecidos por una máquina de rehabilitación, así como de las capacidades físicas del paciente, por lo que se consideraron los siguientes aspectos fundamentales:

- a) El personaje principal del juego debe desarrollar al menos dos movimientos por cada grado de libertad en la máquina. Dado que la máquina cuenta con 2 GDL, el personaje principal debe ser capaz de emplear cuatro movimientos: aducción (derecha), aducción (izquierda), dorsiflexión (arriba) y plantarflexión (abajo).
- b) Este juego será implementado en la máquina de rehabilitación de tobillo (véase la Figura 4.1), cuya retroalimentación se basa en un sistema de sensores de fuerza y un control de impedancia que detectan la fuerza ejercida por el paciente.
- c) Deben existir por lo menos tres niveles de habilidad o dificultad progresiva.

Dado lo anterior, se propone el diseño de tres niveles de jugabilidad en concordancia a las fases de recuperación del tobillo (véase la Figura 4. 2), las cuales guían el progreso del paciente [21]:

Nivel 1 (Fase inicial): En esta etapa, el paciente detuvo la ingesta de medicamento y el tobillo se encuentra estable para desarrollar movimientos simples. Así, este nivel de juego promueve movimientos suaves y de bajo esfuerzo para recuperar el rango de movilidad en la articulación.

La mecánica propuesta para el diseño de este nivel es un laberinto, tomando en consideración que solo se busca emplear movimientos simples.

Nivel 2 (Fase intermedia): En este nivel, el paciente comienza a desarrollar movimientos dirigidos al fortalecimiento muscular, por lo que el sistema demanda mayor fuerza y control sobre los movimientos del personaje principal.

La mecánica propuesta para este caso es un laberinto con obstáculos, lo que agrega dificultad en comparación al nivel 1.

Nivel 3 (Fase funcional): Aquí el paciente se prepara para volver a sus actividades cotidianas, por lo que este nivel integra tareas que requieren de movilidad y fuerza, lo que genera un desafío en la precisión y resistencia del tobillo.

El rompecabezas es la mecánica seleccionada para el diseño del nivel, puesto que requiere de una participación iterativa y más desafiante para el usuario.



Figura 4. 2: Estructuración de los niveles en un juego serio.

Este diseño conceptual de niveles refleja una progresión coherente para el paciente y, a su vez, ofrece una experiencia interactiva que estimula una participación constante.

4.1.1. Elección del software de desarrollo

El juego serio por desarrollar debe ser interesante, entretenido e interactivo con el fin de motivar al paciente durante todo el proceso de rehabilitación [75]-[76]. En [77] se proponen diferentes recomendaciones al desarrollar un juego serio, entre ellas está la consideración de una interfaz visual clara y un sistema de control intuitivo que acorte el tiempo de aprendizaje. Esto facilita enormemente la autonomía del paciente y aumenta la posibilidad de llevar la terapia hasta los hogares. El juego serio propuesto en este trabajo está dirigido a una población de entre 18 a 64 años, por lo que el juego debe ser entretenido para todas las personas dentro de ese rango.

La herramienta utilizada para el desarrollo del juego serio es GameMaker, el cual es un software de desarrollo de videojuegos reconocida por su enfoque en juegos 2D, aunque también es posible crear juegos 3D. Esta es una multiplataforma que permite la exportación de juegos en plataformas como Windows, macOS, Xbox, PlayStation, etc. Otra de sus ventajas es que tiene una interfaz intuitiva que facilita el trabajo a diseñadores nuevos sin experiencia, incluyendo además su propio lenguaje de programación llamado GML (*GameMaker Language*), el cual tiene una curva de aprendizaje baja que lo hace más fácil de aprender en comparación otros lenguajes como C++. A continuación, se enlistan algunas ventajas adicionales del sistema:

- **Optimización para 2D:** Para proyectos especializados en 2D, GameMaker es la plataforma con una mejor estructura, en comparación a otros motores gráficos.
- **Prototipado:** Debido a la simpleza del software, se pueden generar prototipos más rápidos con un enfoque simple y número de configuraciones reducidas. Esto crear un rendimiento óptimo sin la necesidad de ajustes adicionales.
- **Recursos disponibles:** GameMaker cuenta con una comunidad activa y una gran cantidad de recursos en línea (tutoriales, etc.) que facilita el aprendizaje efectivo.
- **Licencia asequible:** El precio de las licencias de GameMaker es más económico en comparación con motores como Unity o Unreal. Además, la versión gratuita permite utilizar la mayoría de las herramientas sin restricción, incluyendo la posibilidad de generar un elemento ejecutable para acceder al videojuego de forma más sencilla.

4.1.1.1. Comparación entre plataformas de desarrollo

Existen diferentes plataformas de desarrollo de videojuegos, sin embargo, a continuación, se realiza una comparación breve entre GameMaker vs las plataformas más conocidas.

- **Construct:** Esta es una herramienta enfocada principalmente al desarrollo de juegos en 2D el cual usa el sistema de drag-and-drop (utilizado para arrastrar y soltar objetos). GameMaker también utiliza este sistema, no obstante, cuenta con características más robustas que permiten una programación más avanzada de ser necesaria.
- **Unity:** Unity es una plataforma completa y versátil que permite el desarrollo de juegos en 2D y 3D, aunque es más complejo el desarrollo en dos dimensiones. En general, tiene una curva de aprendizaje difícil para diseñadores inexpertos y su versión gratuita cuenta solo con las herramientas más básicas.
- **Unreal Engine:** Este ofrece un nivel gráfico grande ideal en juegos tridimensionales, sin embargo, requiere de diferentes conocimientos técnicos, lo cual lo hace complejo para proyectos simples.

En general, GameMaker es elegido ya que es una opción sencilla y poderosa enfocada a proyectos en 2D. Además, cuenta con una curva de aprendizaje baja y una gran capacidad de exportar proyectos en multiplataformas. Esto lo hace ideal en la aplicación de proyectos científicos/estudiantiles que requieren de una herramienta profesional con rapidez de desarrollo, y capacidad de crear una experiencia interactiva que puede adaptarse a un contexto terapéutico.

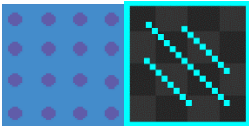
4.2. Diseño de los elementos interactivos del juego serio

4.2.1. Diseño de personajes y objetos

Para garantizar una experiencia interactiva efectiva que ayude a cumplir los objetivos de rehabilitación de este proyecto, el diseño del juego serio incluye un conjunto de elementos visuales diseñados y seleccionados pensando en el público objetivo de entre 13 a 65 años, de manera que sea llamativo y entretenido. Entre estos elementos se destaca el personaje principal y los diferentes objetos que se encuentran en el entorno (véase la Tabla 4. 1), los cuales no solo enriquecen la jugabilidad, sino que también permiten representar los movimientos que desarrolla el tobillo del paciente y que son la clave para la construcción de niveles dinámicos que aumenten la motivación y el progreso del paciente.

El personaje principal del juego serio es un pequeño zorro, seleccionado por sus colores llamativos, su diseño amigable, estilizado y humanoide que es neutral en género y edad, lo que lo hace apropiado para un rango amplio de pacientes. Este diseño de personaje se obtuvo mediante una plataforma en línea (itch.io) bajo una licencia gratuita tipo CC0 (sin derechos de autor). Además, está programado para ejecutar cuatro movimientos que representan los grados de libertad en la máquina de rehabilitación: aducción, abducción, dorsiflexión y plantarflexión. Adicionalmente, en la Tabla 4. 1 se incluye el resto de los diseños para los objetos interactivos que forman parte del juego serio, mostrando el nombre del elemento, una imagen de referencia, así como una breve descripción de las acciones que realiza o su función general dentro de este.

Tabla 4. 1: Diseño de personajes, objetos y fondos.

Elemento	Imagen de referencia del objeto o personaje	Acción o función
Personaje principal (Zorro)		Se desplaza e interactúa con todos los elementos en el entorno (o nivel de juego) desarrollando cuatro posibles movimientos: izquierda, derecha, arriba y abajo.
Sierra		Funciona como un obstáculo o amenaza, en el cual, si el personaje principal es alcanzado por este objeto, el nivel se reinicia.
Moneda		Este es el objetivo o recompensa principal. Una vez que el personaje principal recolecta todas las monedas, el nivel se completa.
Botón “PUSH”		Botón interactivo que activa diferentes mecanismos (puertas).
Botón “Reset”		Botón interactivo que funciona para restablecer el nivel, en caso de que el personaje desarrolle un movimiento incorrecto.
Botones de selección de nivel		Elementos interactivos que funcionan como un hipervínculo; cuando el personaje principal se acerca a cualquiera de ellos, es transportado al nivel seleccionado.
Muro		Obstáculo fijo que impide que el personaje principal se mueva libremente por el entorno.
Caja		Objeto que puede empujarse para activar botones o modificar el entorno.
Fondos		Elemento visual sin interacción directa con el personaje principal. Su función es la de generar un entorno llamativo.
Puerta		Elemento que se activa mediante botones y permite avanzar a la siguiente zona o completar el nivel.

4.2.2. Diseño de escenarios

El diseño de escenarios están en un formato 2D con una estética amigable y colores contrastantes que favorecen la visualización de todos los elementos en la pantalla. Además, cada escenario se compone de un conjunto de obstáculos fijos, elementos de interacción y recompensas (véase la Tabla 4. 1) que varían en posición, forma y tamaño, según la mecánica del nivel. Aunado a ello, la resolución de los escenarios es de 1920x1080 píxeles, lo que permite una excelente y clara distribución entre los elementos utilizados.

Los entornos para cada nivel incorporan elementos interactivos como: muros, botones, puertas y bloques de hielo (véase la Figura 4. 3), distribuidos estratégicamente para guiar al paciente (indirectamente) siguiendo una trayectoria definida, lo que requiere de diferentes movimientos por parte del paciente.

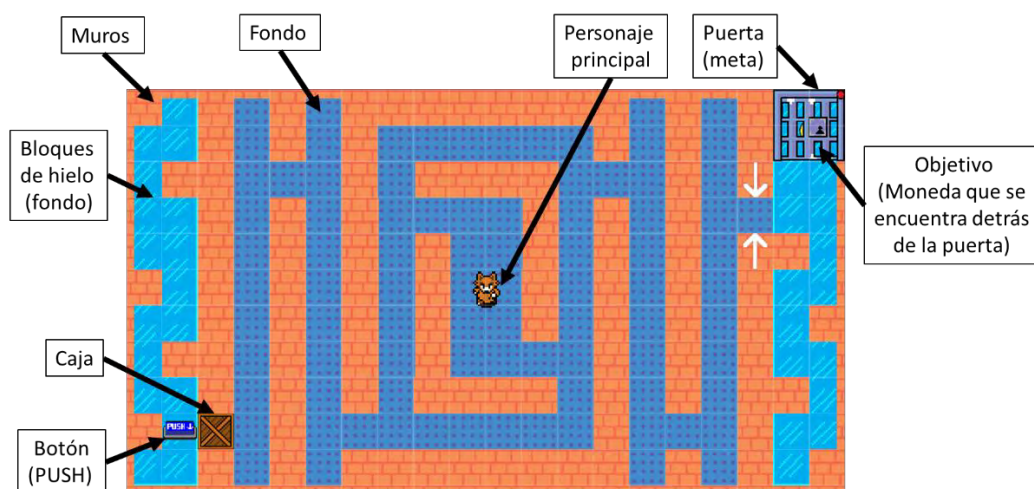


Figura 4. 3: Diseño de escenarios.

Algunos entornos incluyen zonas de riesgo o precisión, las cuales están diseñadas para que el paciente ejecute movimientos más controlados, mientras que las áreas abiertas permiten un movimiento libre (véase la Figura 4. 4).

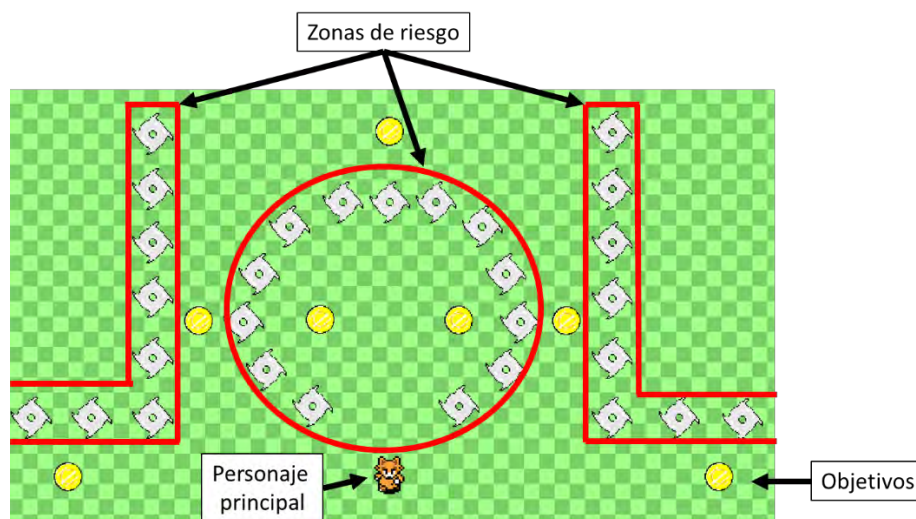


Figura 4. 4: Zonas de riesgo en el diseño de escenarios.

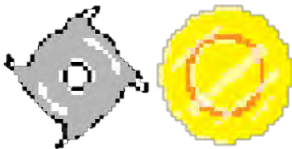
Aunque la composición de los escenarios no cambia drásticamente, sí se presenta una variación en la distribución y tamaño de los elementos. A través de estas modificaciones, el juego incrementa el nivel de dificultad progresivamente sin alterar la lógica del entorno, permitiendo que el paciente se enfoque solamente en tratar de ganar el juego, mientras se mantiene una referencia visual constante que propone diferentes desafíos.

4.2.3. Psicología del color en Juegos serios

La psicología del color busca el entender el cómo los colores afectan el comportamiento de una persona que interacciona con diferentes ambientes [78]. Esto puede extrapolarse al diseño de juegos serios, entendiendo la influencia del color en el estado de ánimo de las personas para diseñar fondos, objetos, personajes, etc., (véase en la Tabla 4. 2).

Para el diseño del juego serio se eligieron colores de fondo azules y violetas para dar tranquilidad, reduciendo el estrés y la ansiedad (recomendable para juegos con rompecabezas). Para personajes y objetos predominan los colores naranjas-cafés, los cuales están asociados con la creatividad, imaginación y energía. Por último, los objetos que pueden alterar el curso del juego presentan colores grises que se asocian con la seriedad, lo que provoca que el paciente pueda tomarlo como un reto que debe superarse.

Tabla 4. 2: Psicología del color aplicada en el juego serio.

Fondos	Objetos y personajes	Amenazas y objetivos
 • Azul: Tranquilidad y bienestar. • Morado: Imaginación.	 • Naranja: Energético, sociable y creativo. • Café: Estabilidad.	 • Gris: Seriedad. • Amarillo: Motivación y esperanza.

4.3. Diseño de niveles

El desarrollo del juego serio se estructura principalmente de tres niveles de dificultad, los cuales se alinean a las fases de rehabilitación mostrados en la sección 4.1. Cada nivel presenta una mecánica de juego diferente, diseñada para estimular la participación activa del paciente a través de ejercicios que combinan movimiento, precisión y fuerza. Estas mecánicas están ligadas directamente a los movimientos que puede desarrollar el paciente al usar la máquina de rehabilitación de 2 GDL (dorsiflexión, plantarflexión, abducción y aducción), así como de la interacción que se emplea con diferentes sensores de fuerza integrados en la máquina.

A continuación, se describen las principales características del juego serio, así como el diseño los niveles de juego y sus mecánicas.

4.3.1. Menú de inicio

En el menú principal se muestra una interfaz con el nombre del juego serio, el cual es “CENIGAME” y que, a su vez, se muestra una pequeña animación con tres botones seleccionables (véase en la Figura 4. 5). En este caso, el usuario o paciente tiene la posibilidad de elegir el nivel de dificultad del juego, manipulando al personaje principal y llevándolo hasta cualquiera de los tres botones. Una vez se halla hecho lo anterior, el personaje es transportado al nivel elegido.

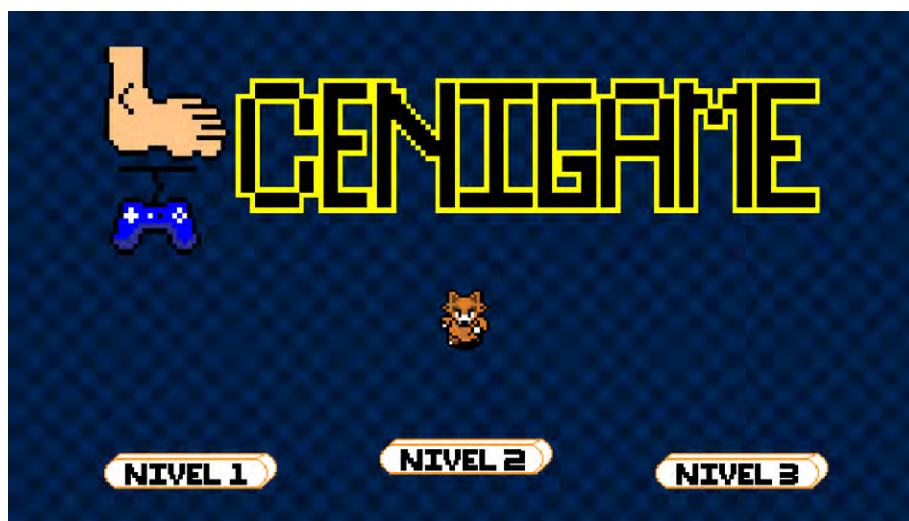


Figura 4. 5: Interfaz principal del juego serio.

4.3.2. Nivel 1

Este nivel se enfoca en recuperar la movilidad del tobillo, por lo que se espera que el paciente genere movimientos lentos con fuerzas de magnitud baja, puesto que llega de una etapa de reposo. Debido a esto, se propone una mecánica de laberinto, la cual consiste en realizar 00desplazamientos con el personaje a través de superficies resbaladizas que fomentan movimientos suaves y controlados. En este nivel, el personaje principal empezará desde un

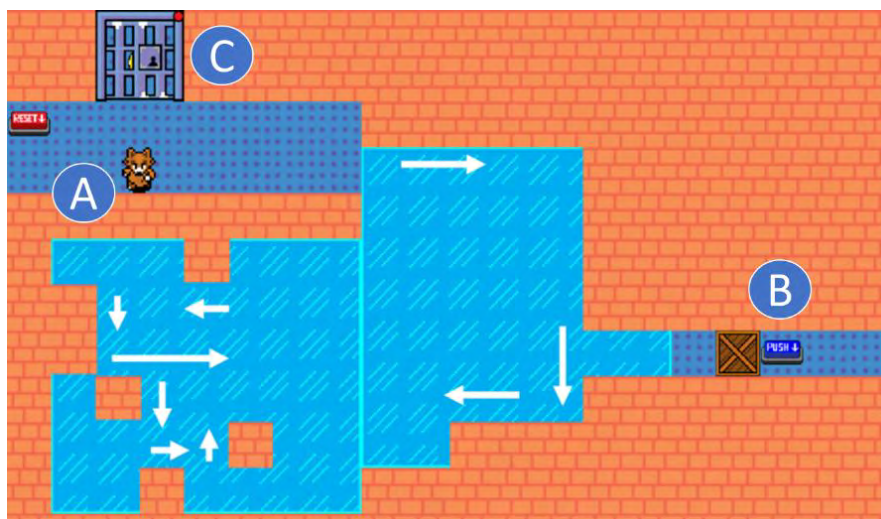


Figura 4. 6: Cenigame Nivel 1.

punto A (véase en la Figura 4. 6) y se moverá hacia el punto B teniendo cuidado con los bloques de hielo que aceleran el movimiento del personaje, dificultando su precisión. Una vez el personaje llegue al punto B, este tendrá que accionar un botón moviendo una caja que se encuentra allí, lo que activa una puerta que se abrirá en el punto C y permitirá el acceso para tomar una moneda y pasar al siguiente nivel. Adicionalmente, en cada escenario se encuentran diferentes flechas que sirven como guía para solucionar el laberinto en caso de tener dificultades.

Este nivel de dificultad cuenta con diez subniveles en total, los cuales se ordenan de manera aleatoria, convirtiéndolo en un proceso diferente para cada ocasión y haciéndolo entretenido.

4.3.3. Nivel 2

Para el nivel 2, se busca mejorar la fuerza en el tobillo del paciente, por lo que se espera que este tenga un mejor control en sus movimientos. De esta manera, se introduce el desafío de completar la mecánica de un laberinto con obstáculos. En la Figura 4. 7 se muestra uno de los subniveles que se enfoca en la recolección de recompensas. Aquí, el paciente tendrá que recolectar las diferentes monedas dispersas en el mapa (desde el punto A hasta el punto G) para completar el escenario, evitando ser alcanzado por los obstáculos móviles (sierras). Si el personaje principal toca de alguna manera cualquier sierra, el subnivel se reinicia por completo y la recolección de monedas comienza desde el principio.

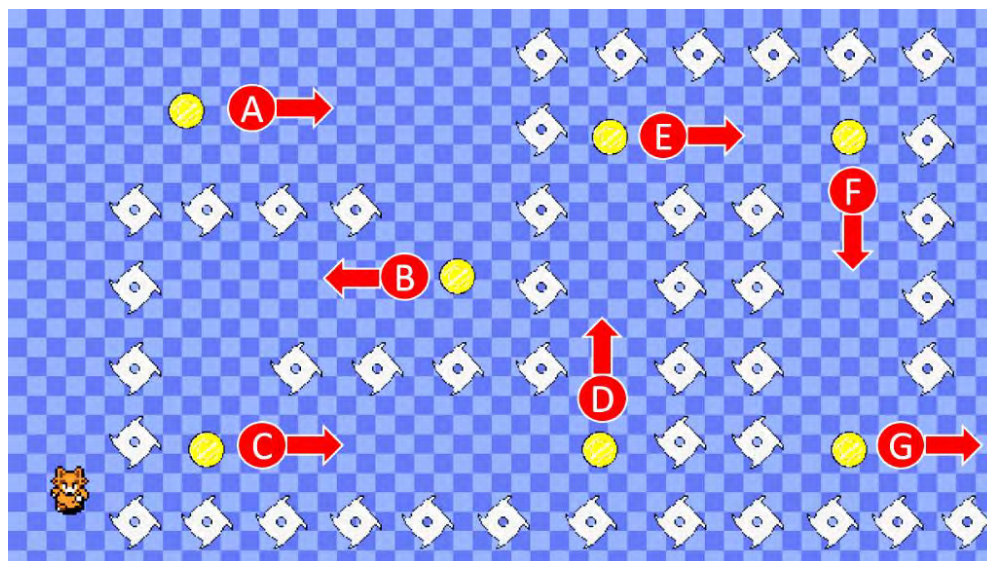


Figura 4. 7: Cenigame Nivel 2.

Este nivel de dificultad exige una mayor fuerza para mantener el control del personaje fuera de los objetos peligrosos, contribuyendo al fortalecimiento muscular. Aunado ello, en caso de que el personaje sea alcanzado por las sierras, este tendrá que empezar nuevamente, lo que contribuye a la repetitividad de movimientos. Este nivel, al igual que el nivel 1, cuenta con diez subniveles en total.

4.3.4. Nivel 3

Este nivel refleja una fase funcional avanzada en el paciente, en la cual, la aplicación de fuerza y un rango de movimiento máximo en el tobillo ya es normal. Con esto en mente, la mecánica del nivel se enfoca en un rompecabezas donde el paciente debe mover cajas y activar múltiples mecanismos. La Figura 4. 8 muestra la mecánica del juego por medio de puntos. El personaje inicia desde el punto A y la finalidad es activar todos los botones que se encuentran en los puntos B, C y D, para abrir la puerta en el punto E que permitirá avanzar de subnivel. En este caso, no importa el orden en el que el personaje activa los botones, lo que se busca es que el paciente solucione el rompecabezas de la forma más conveniente.

Este diseño de nivel también presenta otras mecánicas interesantes ya que, al desplazar cajas, es posible que el paciente cometa un error y esto le impida pasar al siguiente subnivel. Para ello se integra un botón que reinicia el nivel completamente y permite que el usuario comience de nuevo (véase la Figura 4. 8). Así mismo, es posible desplazar cajas por medio de bloques de hielo de manera más rápida, lo que hace que los niveles sean más dinámicos.

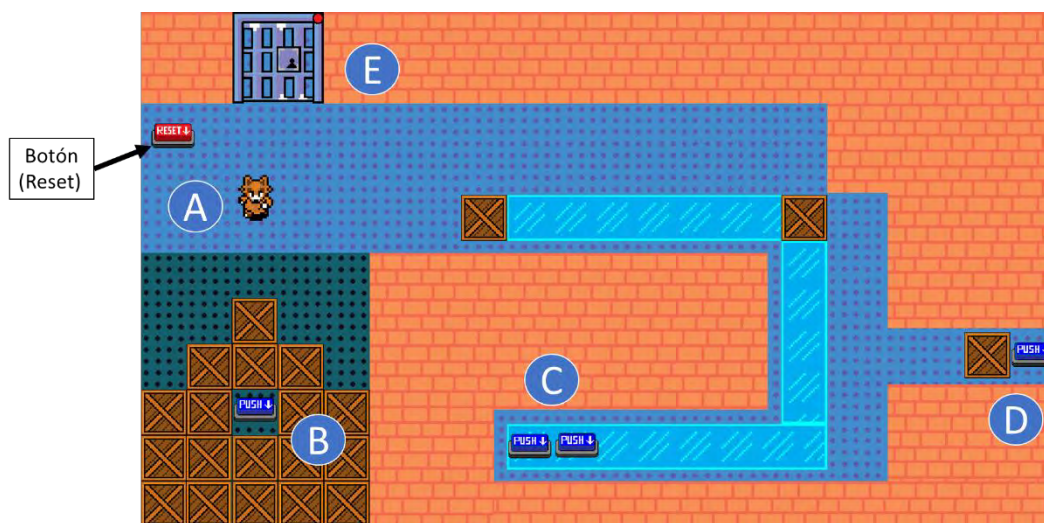


Figura 4. 8: Cenigame Nivel 3.

En general, este es un nivel que busca la independencia del paciente al permitir resolver el rompecabezas de diferentes formas, sin perder el objetivo de rehabilitación. Esto mediante el diseño de secciones deslizantes, botones de reinicio y zonas desafiantes que promueven todos los movimientos del tobillo para ejecutar tareas complejas.

4.3.4.1. Fin del juego

Al finalizar cualquiera de los niveles, aparecerá una pantalla que indica la conclusión del juego. El paciente podrá mover el personaje a la animación con la leyenda “GAME OVER” (véase en la Figura 4. 9) y esto lo redirigirá al menú inicial mostrado en la Figura 4. 5. Así, el paciente terminara la sesión de terapia o en su defecto, iniciara otro nivel. Todos los niveles deberán ser retroalimentados por medio de un sistema de sensores de fuerza comandados por un control de impedancia, implementado en una máquina de rehabilitación. Se busca que, a

partir de la información de los sensores, la velocidad de movimiento del personaje aumente o disminuya. En caso de que esto no se pueda realizar, se explora la alternativa para hacer que la máquina de rehabilitación modifique sus parámetros generales dependiendo del nivel que elija el paciente, haciendo que la terapia sea más intensa con forme suba de rango.

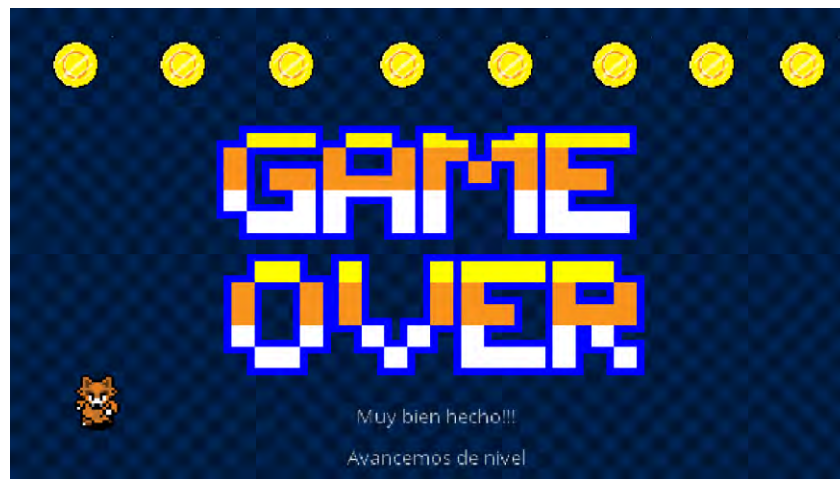


Figura 4. 9: Escenario visual que muestra el final del juego.

En conclusión, el avance de cada nivel está determinado únicamente por la interacción física entre el paciente y la máquina de rehabilitación de 2 GDL, sin la necesidad de controles adicionales. Esto garantiza una experiencia inmersiva que funciona como una herramienta terapéutica entretenida.

4.4. Comunicación entre el juego serio y la máquina de rehabilitación

El sistema de comunicación que permite la interacción entre la máquina de rehabilitación y el juego serio se desarrolla por medio de una tarjeta Arduino Leonardo (Véase la Figura 4. 10 como referencia). Esta es una placa basada en un microcontrolador ATmega32u4, del cual, su principal característica es la actuación como un dispositivo USB nativo, es decir, permite la emulación de teclado, joystick o ratón sin la necesidad de hardware adicional. Esta placa cuenta con 20 entradas/salidas de las cuales 7 están definidas para usarse en PWM y 12 de forma analógica, por lo cual permiten albergar e interactuar con diversos pulsadores, sensores u elementos externos a la vez.



Figura 4. 10: Arduino leonardo.

En la Figura 4. 11 se muestra una imagen de referencia de los sensores de fuerza FSR-400, los cuales fueron colocados en la máquina de rehabilitación de tobillo. Estos sensores se encargan de detectar la fuerza proveniente del usuario en los puntos más rígidos del pie (Véase en la Figura 3. 8) al desarrollar un movimiento de dorsiflexión/plantarflexión o abducción/aducción.

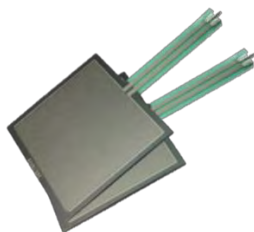


Figura 4. 11: Sensor de fuerza FSR-400.

La tarjeta Arduino Leonardo en conjunto con los sensores de fuerza permite tener una interacción con el juego serio, implementando adicionalmente un interruptor de 3 fases que define la cantidad de fuerza que requiere el usuario para que se ejecute una acción preestablecida, tal como se muestra en la Figura 4. 12.

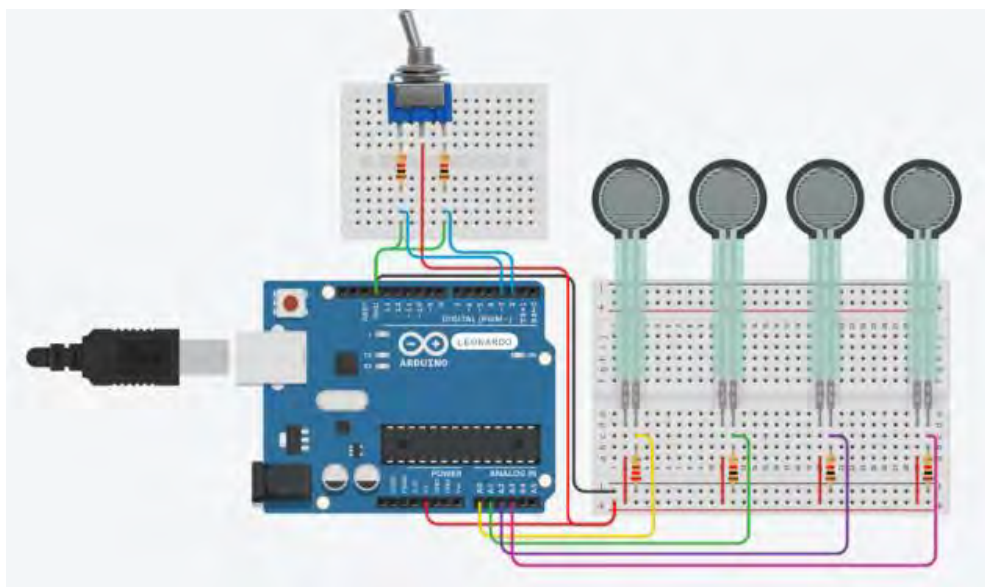


Figura 4. 12: Conexión electrónica del estado de censado en la máquina de rehabilitación.

La programación de la conexión electrónica anterior se puede definir por medio de un diagrama de flujo (Véase en la Figura 4. 13). El programa principal inicia con una activación del interruptor de tres fases, cada fase desencadena el valor de una constante llamada Fuerza de 5, 20 o 40N (los cuales pueden modificarse). Posteriormente, se hace la lectura analógica de los sensores de fuerza de forma única (un sensor a la vez) o simultánea (más de un sensor activado a la vez). Tan pronto se activa el sensor, si la fuerza que genera el usuario supera el valor establecido por la constante “Fuerza”, se activa una tecla de la computadora donde se está ejecutando el juego serio. Dichas teclas son definidas por el usuario a su conveniencia o dependiendo de la cantidad de movimientos que requiere el juego serio, lo que lo hace beneficioso para el uso de innumerables juegos en línea.

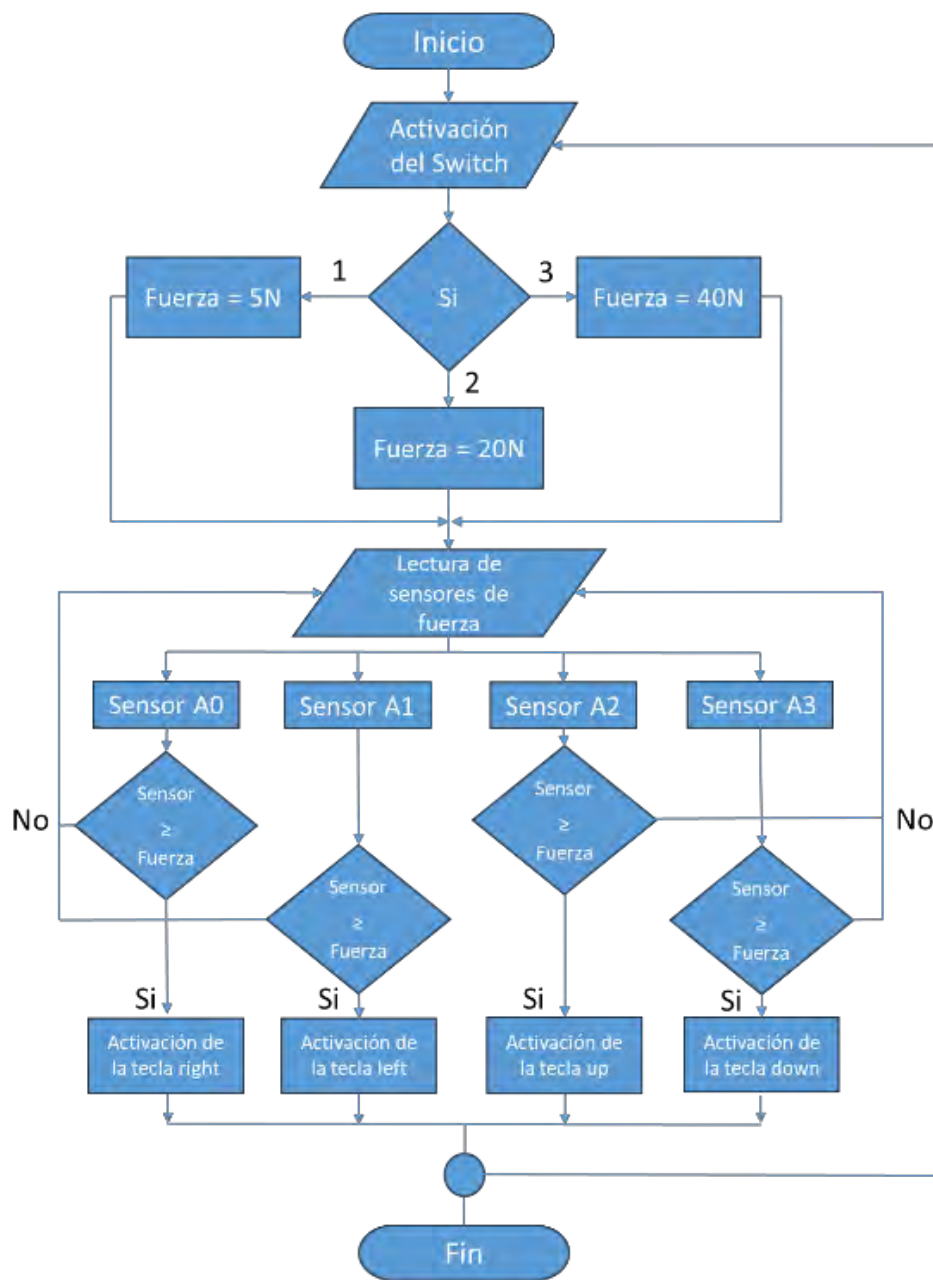


Figura 4. 13: Diagrama de flujo de la programación principal de comunicación.

El código utilizado para la programación de la tarjeta Arduino Leonardo se encuentra en Anexo 2, Código B- 2.

4.4.1. Animaciones

Se crearon diferentes animaciones para cada activación de los sensores definidos en el diagrama de bloques de la Figura 4. 13). Para la plataforma de GameMaker solamente se definen los movimientos del personaje asignando la tecla del computador a presionar, sin embargo, para la programación propuesta se asignan también el sensor de fuerza (Véase en la Tabla 4. 3). En el caso de que ningún sensor se esté presionando, el personaje se queda inmovilizado con la última posición ejecutada.

Tabla 4. 3: Asignación de animaciones.

Sensor	Tecla presionada	Animación
A0	 Derecha (Right)	
A1	 Izquierda (Left)	
A2	 Arriba (Up)	
A3	 Abajo (Down)	
Ninguno	Sin activación	

El personaje puede interactuar con los muros y con objetos que suponen una amenaza, sin embargo, no actúan directamente en el movimiento o desplazamiento del personaje. Esto solo hace que la interacción sea mediante la fuerza del paciente donde, el personaje responderá de forma rápida (0.01s) si la fuerza es mayor o igual a la establecida por el sistema.

4.5. Discusión

En el capítulo 4 se presentó el diseño preliminar del juego serio a implementar en la máquina de rehabilitación de tobillo. Primero se da un contexto inicial de la conformación de niveles de habilidad en el videojuego, siendo en este caso, tres niveles que se enfocan en el mejoramiento del tobillo a partir de la movilidad (nivel 1), fuerza (nivel 2) y movilidad-fuerza (nivel 3). Posteriormente, se seleccionó la plataforma de desarrollo de videojuegos GameMaker como la mejor opción debido a su facilidad de aprendizaje, posibilidad de exportación en multiplataformas, rapidez de desarrollo y capacidad de crear una experiencia interactiva que puede adaptarse a un contexto terapéutico.

También se presentan los niveles iniciales del juego serio, cuya composición se divide en diez subniveles por cada nivel principal. Además, cada nivel cuenta con un juego característico diferente, con el objetivo de mantener entretenido al paciente durante todo su proceso de rehabilitación y cuenta con un patrón cíclico interactivo, es decir, el paciente no tiene la necesidad de presionar botones externos para avanzar en el juego. Todo esto se realiza mediante el movimiento del personaje en su entorno.

En adición, se muestra el diagrama de conexión electrónica y el diagrama de flujo de la programación que permite la interacción entre el juego serio y la máquina de rehabilitación, cuya comunicación se establece a partir de una tarjeta controladora Arduino Leonardo, un interruptor de tres fases y una serie de sensores de fuerza FSR-400 que están dirigidas para cada movimiento del mecanismo (dorsiflexión-plantarflexión-abducción-aducción).

Capítulo

5

Diseño e integración del control de impedancias

5.1. Elección del controlador

La incorporación de un control de impedancia en dispositivos de rehabilitación de tobillo ha mostrado ser efectiva para terapias donde los pacientes participan de manera más activa-resistiva, aplicando fuerzas con diferente magnitud y dirección dependiendo de la constitución el mecanismo [34], [70]. Esto permite una interacción segura y natural para la máquina, ya que esta se ajusta a la resistencia del paciente para generar una respuesta adecuada. Además, este tipo de control brinda la oportunidad de ajustar sus parámetros base (rigidez, amortiguación, inercia, etc.), lo que puede minimizar el trabajo necesario por parte de los actuadores (motores) y mejorar la eficiencia del mecanismo.

En comparación con otros controladores (PID [63], GPI [56], CNC [72]) para un contexto de rehabilitación, el control de impedancia puede modelar variables como la fuerza del paciente, pequeños temblores o errores de medición, ya que no depende de una trayectoria exacta, sino de una interacción dinámica. A continuación, se enlistan las ventajas de utilizar un control de impedancia en lugar de otros controladores clásicos:

- Al considerar propiedades mecánicas específicas de la máquina, permite desarrollar simulaciones más realistas y funcionales.
- Para rehabilitaciones de tipo activo-resistiva, el control responde al esfuerzo del paciente permitiendo que tome parte del control de movimiento [34].
- La máquina se adapta a la fuerza del usuario creando una terapia natural y menos rígida.
- Es muy utilizado para programas de rehabilitación progresivas [52-53], [64].

La idea general es crear una impedancia mecánica (medida que opone resistencia al movimiento estructural) que se presenta entre un desplazamiento y una fuerza aplicada externamente. Para el tobillo, esto es generado por un ajuste de rigidez cuando el usuario se adapta a cambios de superficie, cambio de velocidad o saltos verticales [54]. De esta forma, la impedancia de un tobillo se puede describir a través de factores dinámicos que se pueden observar desglosados en la Figura 5. 1 y descritos a continuación [71].

- θ : Desplazamiento angular del tobillo en cualesquiera de sus direcciones permitidas.
- K_m : Rigidez.
- B_m : Amortiguamiento viscoso.
- I_m : Momento de inercia o masa en sistemas mecánicos.
- τ_u : Torque proveniente del usuario.
- τ_a : Torque proveniente del ambiente o del robot asistente.

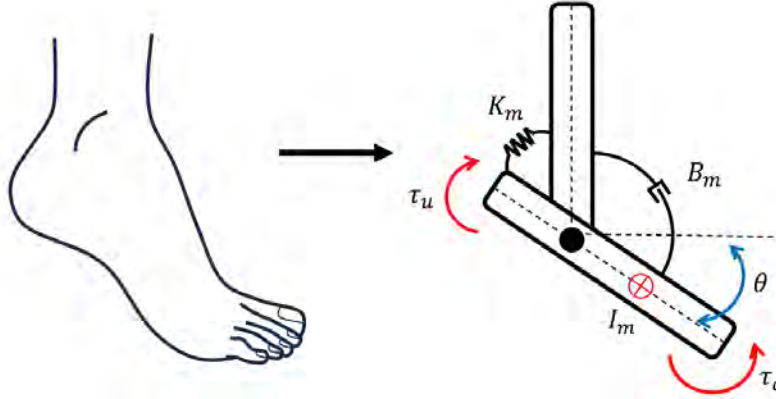


Figura 5. 1: Modelo dinámico del tobillo.

La impedancia mecánica vista desde una máquina de rehabilitación se expresa entonces a través de una ecuación diferencial lineal de segundo orden, de modo que se considere la posición, velocidad y aceleración que se necesita para ajustar la rigidez física del tobillo. Además, ya que debe existir una compensación, se desarrolla una diferencia entre el ángulo de desplazamiento real y el ángulo de desplazamiento deseado, tal como puede verse a continuación:

$$\tau_u = I_m(\ddot{\theta}_d - \ddot{\theta}) + B_m(\dot{\theta}_d - \dot{\theta}) + K_m(\theta_d - \theta) + \tau_a \quad (5.1)$$

Para la máquina de rehabilitación propuesta, la ecuación no sufre un cambio sustancial comparado con el modelo dinámico del tobillo de la Figura 5. 1. En este caso, se considera inicialmente dos masas (m_1 , m_2) que se mueven a lo largo del eje X y a lo largo del eje Y , respectivamente (véase en la Figura 5. 2). Estas masas se ven afectadas por fuerzas externas (F_{ex} , F_{ey}), así como una estimulación por un control (u_1 , u_2) que lo mantiene en un estado de equilibrio.

$$\begin{aligned} m_1 \ddot{x} &= u_1 - F_{ex} \\ m_2 \ddot{y} &= u_2 - F_{ey} \end{aligned} \quad (5.2)$$

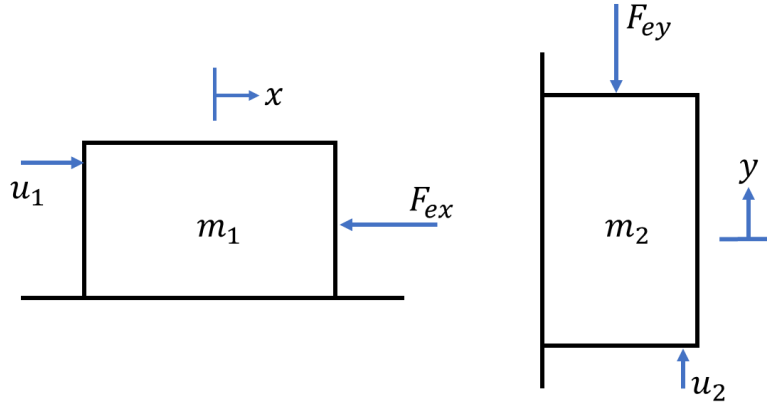


Figura 5. 2: Sistemas dinámicos en una sola dimensión para una actuación.

Ya que el mecanismo cuenta con elementos como rigidez entre el movimiento de ejes, juego mecánico, así como otros parámetros adicionales, una definición más correcta del sistema dinámico está dado por la Figura 5. 3; donde el comportamiento de la máquina de rehabilitación se representa por medio de un acople entre una masa m y su posición deseada tanto en el eje x (véase en la Figura 5. 3a), como en el eje y (véase en la Figura 5. 3b). Cada sistema cuenta con un amortiguamiento viscoso B_m y un resorte lineal K_m .

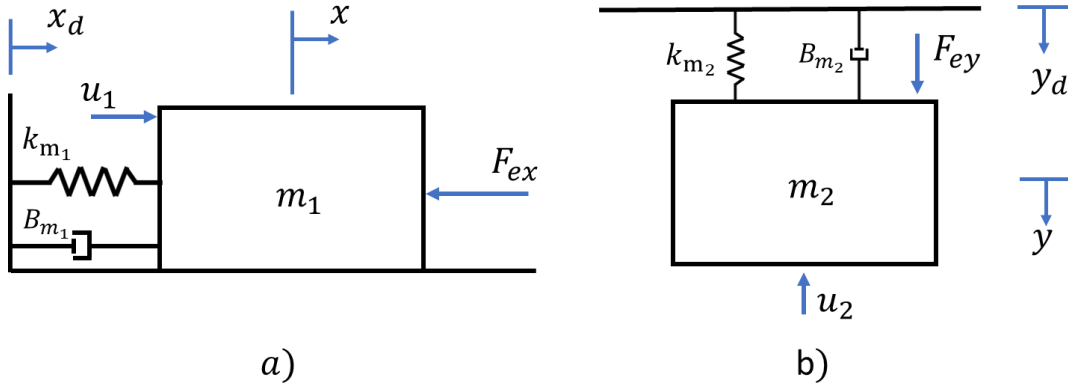


Figura 5. 3: Sistemas dinámicos masa-resorte-amortiguador acoplados a una posición deseada a) x_d y b) y_d

Los sistemas se describen entonces como:

$$m_1 \ddot{x} = B_{m_1}(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_{m_1}(x_d - x) - F_{ex} \quad (5.3)$$

$$m_2 \ddot{y} = B_{m_2}(\dot{y}_d - \dot{y}) + K_{m_2}(y_d - y) - F_{ey}$$

Despejando la fuerza u , así como sustituyendo la fuerza externa para (5.2) y (5.3) se obtienen las siguientes ecuaciones.

$$u_1 = B_{m_1}(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_{m_1}(x_d - x) \quad (5.4)$$

$$u_2 = B_{m_2}(\dot{y}_d - \dot{y}) + K_{m_2}(y_d - y)$$

De esta forma, sustituyendo (5.4) en (5.2), las ecuaciones resultantes se pueden comportar bajo el efecto dinámico de la impedancia obtenida en (5.3). Así, la entrada de control se define a partir de (5.5), de la cual se puede agregar o no, una inercia deseada. Esto último depende directamente en la interacción con el entorno, ya que agregar una inercia aumenta la resistencia al cambio de velocidad, lo que puede ser perjudicial para entornos rígidos, pero beneficioso para entornos suaves donde se busca un movimiento más realista o natural (como con el uso de exoesqueletos o robots colaborativos) [29], [80].

$$\begin{aligned} u_1 &= M_{m_1}(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + B_{m_1}(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_{m_1}(x_d - x) \\ u_2 &= M_{m_2}(\ddot{y}_d - \ddot{y}) + B_{m_2}(\dot{y}_d - \dot{y}) + K_{m_2}(y_d - y) \end{aligned} \quad (5.5)$$

En la implementación de un control de impedancia para una máquina de rehabilitación virtual se deben determinar las condiciones de trabajo, así como las fuerzas a las que estará sometido el mecanismo. A través del trabajo de presentado en [42] se describieron estas condiciones en la sección 3.1.2 “Modelo matemático”. Por otro lado, ya que la aplicación principal a la que va dirigida el proyecto es por medio de juegos serios, se contemplan cuatro fuerzas lineales que simulan el comportamiento del hombre-máquina (véase en la Figura 3. 2), donde F_1 y F_2 simulan los impulsos a los cuales se le aplicara control y que desarrollan la fuerza necesaria en la máquina para compensar la fuerza aplicada por el paciente. Esta fuerza del paciente estará denotada por P_1 (para movimientos horizontales) y P_2 (para movimientos verticales).

5.1.1. Controles de impedancia a comparar

De la Tabla 2. 3 y Tabla 2. 4 se desarrolló una revisión del estado del arte para encontrar los productos que cuenten con una similitud en el desarrollo de sistemas de rehabilitación. En adición, para la integración de un control adecuado se identificaron los más utilizados para rehabilitación de tipo activa y que contienen una estructura que pueda ser adaptada a la máquina de rehabilitación propuesta. El control más destacable es aquel que trabaja con impedancias y en la Tabla 5. 1 se muestran los modelos matemáticos, así como sus referencias y una asignación arbitraria que permite identificar el control con el que está trabajando de forma más sencilla.

Tabla 5. 1: Propuestas de control de impedancias.

Referencias	Asignación arbitraria	Control de impedancia propuesto
Humberto <i>et al.</i> , [10] y Zhang <i>et al.</i> , [69]	H-Z	$M_m(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + B_m(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_m(x_d - x) = F_e$
Perez <i>et al.</i> , [35] y Wilbert <i>et al.</i> , [68]	P-W	$K_m(x_d - x) - B_m(\dot{x}) = F_e$
Wilbert <i>et al.</i> , [68]	W	$k_p(x_d - x) + k_d(\dot{x}_d - \dot{x}) - F_p d_2 - F_p \tan \beta d_3 + k l^2 \beta = F_e$

Cada control toma en consideración ciertos factores dinámicos. En el caso del control propuesto en [10], [69] se propone un control de impedancia básico como el mostrado en la ecuación (3.47), que considera cada uno de estos factores. En [35], [68] no se consideran el momento de inercia arriesgando a que el mecanismo consuma más energía cinética, pero simplificando la ecuación. Por último, en [68] propone un segundo control de impedancia que parte de un controlador PD (proporcional-derivativo) y que, además, considera valores provenientes del mecanismo real, estos son definidos por: d_{2-3} (distancias de la plataforma móvil), β (ángulo de desplazamiento deseado), F_p (fuerza aplicada por el usuario), k (rigidez de un resorte virtual), l (distancia entre el puntal y el resorte virtual) y k_{p-d} (ganancias del control PD). Cabe mencionar que estos controles son seleccionados ya que se aplican a mecanismos con grados de libertad lineales, haciendo posible su adaptabilidad con el mecanismo propuesto.

5.1.2. Parámetros de simulación

Para verificar el comportamiento de cada control de impedancia presentado en la Tabla 5. 1 implementándola en la máquina de rehabilitación para compararlas entre sí, se desarrollaron simulaciones en un prototipo virtual creado en el software MSC Adams. En él, se agregan las uniones y conexiones necesarias para intentar recrear el comportamiento real de la máquina, así como la aplicación de las fuerzas que representan el comportamiento del paciente al ejercer fuerza con el tobillo (véase la Figura 5. 4).

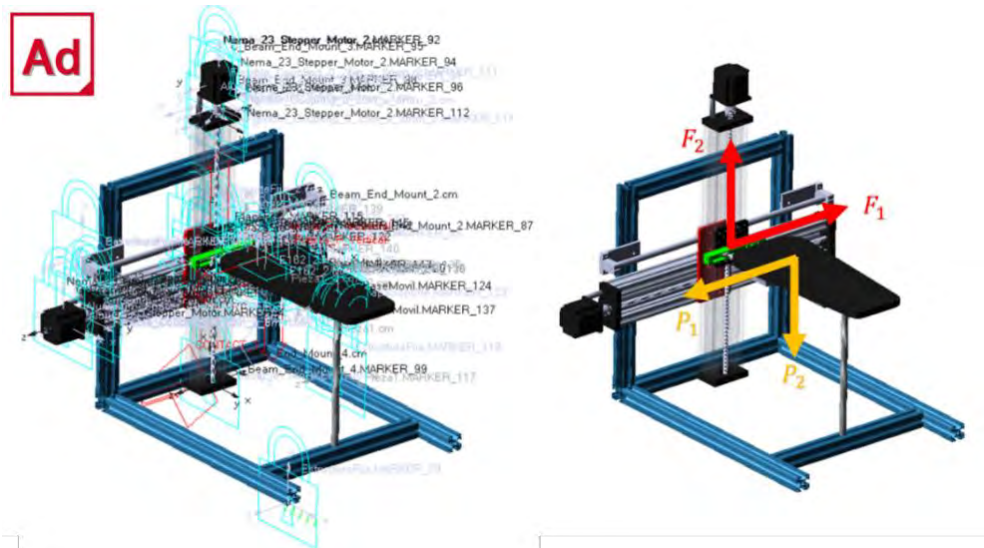


Figura 5. 4: Prototipo virtual creado en MSC Adams con sus conexiones y una simplificación de ellas.

La finalidad de la sección 5.1 es la de comparar algunos controles de impedancia para destacar las mejores opciones que pueden adaptarse al mecanismo. Por ello, se desarrollaron seis simulaciones (tres para cada grado de libertad) por cada control de impedancia seleccionado, implementándolos al prototipo virtual presentado anteriormente para ver sus respuestas con base en la energía cinética consumida por el sistema. Esto para obtener la mejor alternativa que permita una rehabilitación eficiente en donde la máquina desarrolle el menor trabajo posible. Los parámetros de simulación utilizados se enlistan a continuación:

- 1) Se propone un tiempo de simulación de 5 s para cada caso, movimiento suave.
- 2) Cada simulación trabaja con un GDL independiente. Es decir, si se aplica el control de impedancia a F_l y una fuerza cualquiera proveniente del paciente a P_l (trabajando horizontalmente), las fuerzas F_2 y P_2 tendrán el valor de cero y viceversa.
- 3) Las fuerzas que simulan la interacción del paciente serán de 5 N, 20 N y 40 N durante los dos primeros segundos para cada grado de libertad. Estos valores se proponen a partir del trabajo presentado en [79], [81] mostrados en la Tabla 5. 2. En este caso se utilizan valores pequeños considerando que están dirigidos a personas lesionadas. Aquí se representan las fuerzas mínimas, máximas y promedios tanto de hombres como mujeres para los movimientos dorsi/plantarflexión. La información para el movimiento abducción/aducción es nula por lo que consideran los valores mínimo-medio (entre 24° a 45° generalizando) para ambos casos.
- 4) De la Tabla 5. 2, se propone que la máquina de rehabilitación permita un movimiento angular de 20° para el movimiento de dorsi/plantarflexión y de 15° para el movimiento abducción/aducción. Estos valores entran en el rango mínimo de cada movimiento, por lo que es potencialmente alcanzable por cualquier persona.

Tabla 5. 2: Fuerzas generadas por el tobillo de personas sanas para movimientos de dorsi/plantarflexión en una máquina isocinética a 30°.

Movimiento	Rango	Hombres (N)	Mujeres (N)
Plantarflexión	Mínimo	47.8	46.8
	Medio	75.0	62.15
	Máximo	104.2	76.5
Dorsiflexión	Mínimo	33.2	24.6
	Medio	44.95	31.3
	Máximo	47.8	40.1

- 5) Los valores de los factores dinámicos (rigidez, amortiguación e inercia) para el control H-Z y P-W se ajustan hasta alcanzar los ángulos de desplazamiento descritos en el punto 4). Para el caso del control asignado como W, los factores que se ajustan son las ganancias K_p , K_d y la constante de rigidez que representa un resorte virtual k .
- 6) Se permite un error de $\pm 1^\circ$ al ángulo de desplazamiento deseado al paso anterior.
- 7) Los parámetros mecánicos requeridos en el control W (distancias, grosores, fuerzas adicionales, etc.) son especificados a partir de las características mecánicas de la máquina de rehabilitación propuesta.

Los resultados y el análisis de las pruebas simuladas se encuentran en la sección 6.2 “Comparación entre controladores de impedancia”.

5.2. Desarrollo de control de impedancias con Labview

5.2.1. Configuración para el control de motores

El actuador utilizado para aplicar control en los movimientos verticales y horizontales de la máquina de rehabilitación es un motorreductor 36GP-555 cuya velocidad máxima es de 296 rpm cuando mantiene una alimentación de 12V en CD y 0,4A. Además, este motor cuenta

con un encoder que emite 17 ppr (pulsos por revolución) y una relación con caja de engranajes 1:27. El control se desarrolla con una tarjeta myRIO 1900 de *National Instruments*, un puente H L298 y dos sensores de fuerza FSR-400 por motor. Finalmente, se añade un sensor ACS712 para calcular la corriente en el motor y obtener su torque efectivo, con el cual se calcula la fuerza de respuesta del sistema en newtons (Véase en la Figura 5. 5).

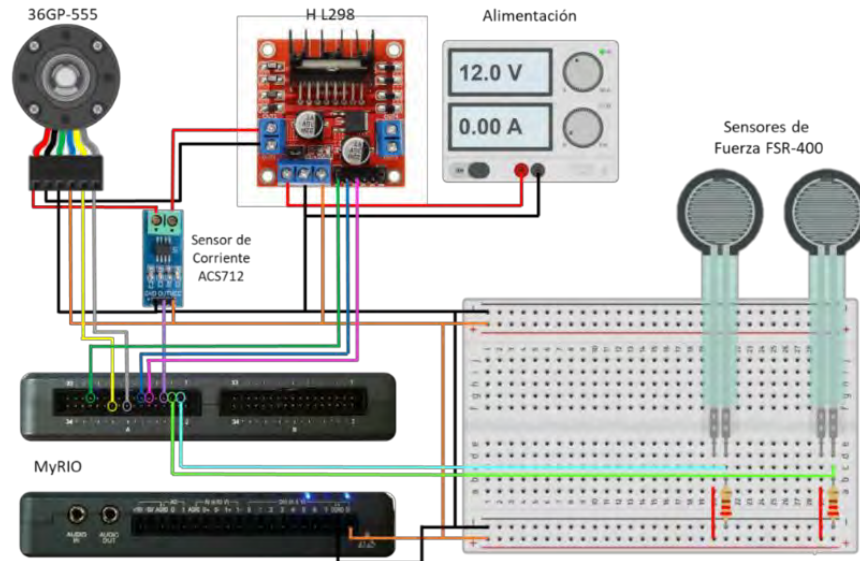


Figura 5. 5: Configuración electrónica para el control de motores.

5.2.1.1. Posición, Velocidad y Aceleración

Para el control de movimiento lineal en la máquina de rehabilitación, se emplea la lectura de los pulsos generados por el encoder (sensor para medir y proporcionar datos sobre la posición, dirección y velocidad) del motor en la plataforma LabVIEW. Así, para obtener el desplazamiento real de la máquina en centímetros, se consideran los ppr (pulsos por evolución), la relación del tren de engranajes y el número de revoluciones que desarrolla la máquina para desplazarse 1cm (véase la ecuación 5.6). En este caso, se desarrolló una estimación al girar los ejes de la máquina manualmente, calculando que el motor requiere de aproximadamente 3 revoluciones para desplazarse 1 centímetro en cualquier dirección permitida (o grados de libertad establecidos).

$$\begin{aligned}
 1 \text{ cm} &= (\text{ppr} * \text{relación}) * n.\text{revoluciones por cm} = \text{ppr} \\
 1 \text{ cm} &= (17 * 27) * 3 \\
 1 \text{ cm} &= 1377 \text{ ppr}
 \end{aligned}
 \tag{5.6}$$

En la Figura 5. 6 se representa la ecuación anterior desde la programación gráfica de Labview donde, a través del encoder de cualesquiera de los motores montados en la máquina de rehabilitación, se establece un conteo o lectura de pulsos. Para obtener la posición real del sistema en centímetros, los pulsos se dividen entre los 1377 ppr calculados con anterioridad. Ya que el control de impedancia trabaja con una diferencia de posición (error), así como sus derivadas, se agrega un bloque que deriva el resultado de la posición (para obtener el error de la velocidad) y otro bloque que deriva el resultado del error de la velocidad (para obtener el error de la aceleración).

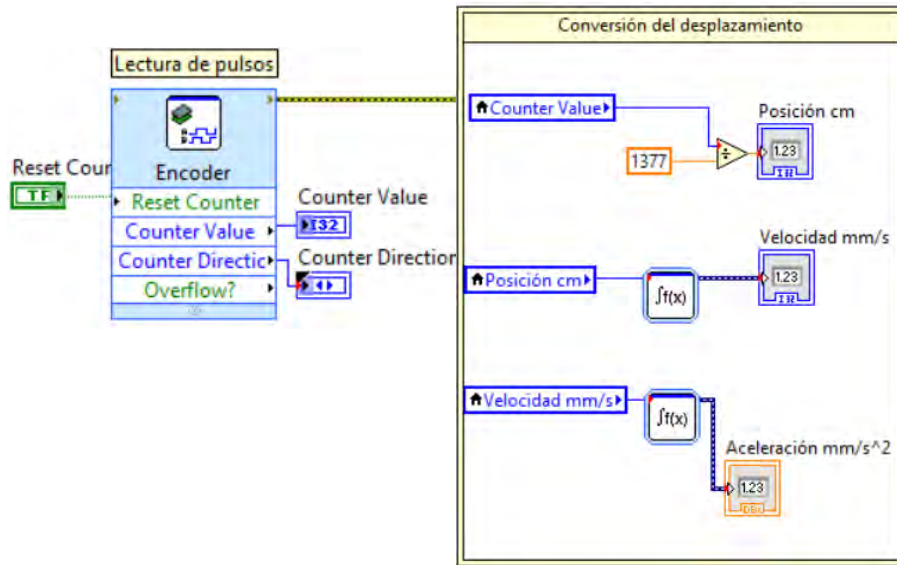


Figura 5. 6: Conversión de pulsos para la obtención de la posición, velocidad y aceleración.

5.2.1.2. Corriente, Voltaje y Torque

Ya que un control de impedancia requiere los datos de posición y torque del motor, se utilizó la hoja de datos técnicos del sensor de corriente ACS712 para determinar la cantidad de corriente consumida y así calcular el torque a través de la ecuación (5.7) [82]. El sensor trabaja con una sensibilidad (0.1 en este caso) dependiendo de la cantidad máxima de amperaje soportado y del voltaje distribuido en el sensor, es decir, la corriente está dada por:

$$I = \frac{V - 2.5}{\text{sensibilidad}} = \frac{V - 2.5}{0.1} \quad (5.7)$$

Una vez que se ha determinado la corriente (5.7), se aplica (5.8) que ilustra la relación entre los parámetros eléctricos de un motor CD [83] para determinar el voltaje que se aplica al motor, basándose en la corriente y otros factores extra. Ello con el objetivo de comprobar que la estimación de la corriente sea coherente.

$$V = I * R + L \frac{dI}{dt} + (k_t * \omega) \quad (5.8)$$

Donde V es el voltaje, I la corriente, R es la resistencia del motor y L la inductancia que depende de la corriente y de su tasa de cambio. Por último, se tiene la fuerza electromotriz generada por la armadura dada por la constante de torque k_t y la velocidad angular ω . Para encontrar los valores reales de estos datos es necesario desarrollar una caracterización en el motor (véase el Anexo 1) y de esta forma obtener los datos faltantes.

La forma de calcular el torque con respecto a la corriente es utilizando la relación de torque del motor y su eficiencia aproximada. En este caso se considera una relación 1:27 y se supone una eficiencia en el tren de engranajes de un 80% (véase en la ecuación 5.9).

$$T = I * k_t * relación * eficiencia del torque$$

$$T = I * k_t * 27 * 0.8 \quad (5.9)$$

En la Figura 5.7 se muestra la representación de las ecuaciones (5.7), (5.8) y (5.9) desde la programación gráfica de Labview donde, mediante la estimación de corriente del sensor ACS712 como señal de entrada, se obtiene la corriente, voltaje y torque del motor utilizado.

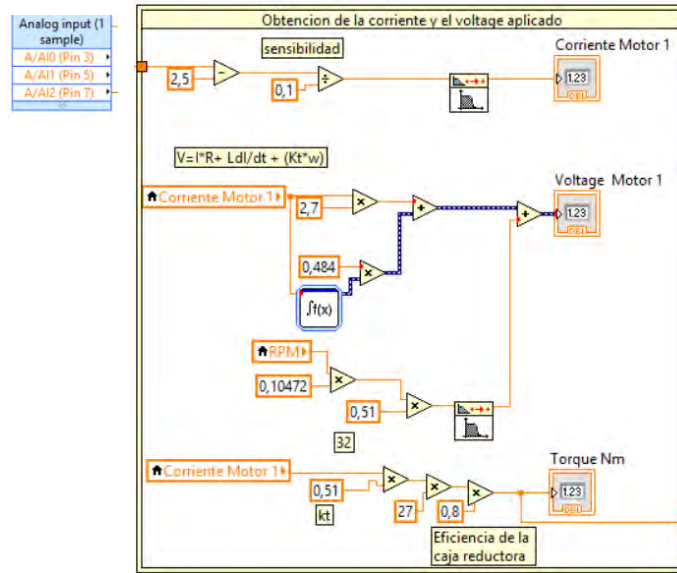


Figura 5. 7: Obtención de la corriente, voltaje y torque en el motor.

5.2.1.3. Sensores de Fuerza

Para la activación direccional del motor se utilizan dos sensores de Fuerza FSR-400. Estos son sensores resistivos cuya resistencia disminuye a medida en que una fuerza (en gramos) se le aplica (véase en la Figura 5. 8). Esto, detectando fuerzas que van desde los 0,2 hasta 100 N. Se debe considerar que la relación entre de la salida de voltaje y la fuerza aplicada no es lineal, por lo que es necesario determinar una función que establezca esta misma relación.

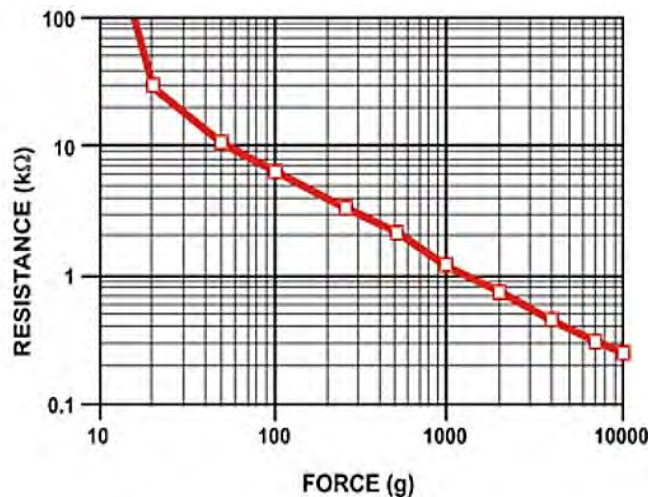


Figura 5. 8: Relación de resistencia vs fuerza aplicada en un sensor FSR-400 [web: <https://www.interlinkelectronics.com/>].

Los datos característicos del sensor de fuerza con relación al voltaje y la fuerza aplicada se muestran en la Tabla 5. 3.

Tabla 5. 3: Relación Fuerza vs Voltaje en sensores de fuerza FSR-400.

Fuerza aplicada (N)	Voltaje (V)
0	0
0,2	1,3
1	3,1
10	4,5
100	4,9

Desarrollar una relación exacta es complicado, no obstante, se puede utilizar una función exponencial que determine una aproximación mediante ganancias. Esta se puede ver en la ecuación (5.10) donde se tiene un modelo exponencial que define el valor de F (fuerza) en relación a dos constantes de calibración adimensionales a y b .

$$F = a * V^b \quad (5.10)$$

El valor de las constantes de calibración se puede determinar mediante experimentación, aplicando fuerzas conocidas (como compresas o elementos con pesos conocidos) hasta obtener una curva de aproximación adecuada que se asemeje lo mejor posible a esas fuerzas conocidas. Para la configuración de este proyecto de determinaron dos constantes adimensionales para su uso.

- Para $V \leq 4.5$, $a \approx 0.2$ y $b \approx 1.7$
- Para $V \geq 4.5$, $a \approx 7$ y $b \approx 1.7$

Por último, la Figura 5. 9 muestra la configuración utilizada en la programación gráfica de LabVIEW donde se establece las constantes de calibración de los sensores de fuerza para detectar la fuerza aproximada aplicada por el paciente. Esta configuración también cuenta con diferentes compuertas lógicas que permiten la activación simultanea de los sensores disponibles por motor; es decir, al presionar un solo sensor, el motor gira en una dirección preestablecida y al presionar el sensor sobrante, el motor gira en sentido contrario.

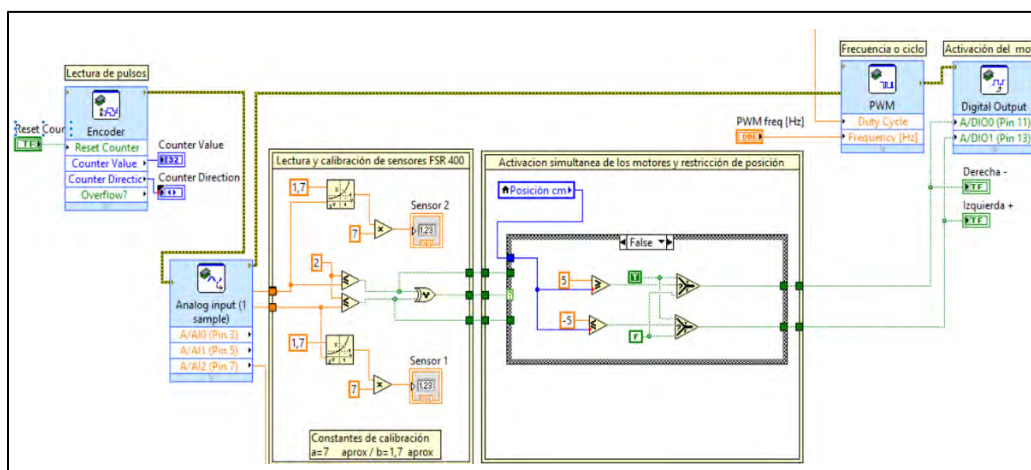


Figura 5. 9: Configuración de los sensores de fuerza en el sistema de LabVIEW.

5.2.2. Control de impedancia

Para la implementación del control de impedancia en la máquina de rehabilitación desde el apartado de LabVIEW, se utilizaron los bloques de programa y las ecuaciones mostradas en las secciones 5.2.1.1, 5.2.1.2 y 5.2.1.3 como base principal. En la Figura C- 2 en el Anexo 3 se muestra el diagrama general la programación gráfica (completa) desarrollada en este software LabVIEW e implementada en la máquina de rehabilitación físico.

En la Figura 5. 10 se muestra un diagrama que ejemplifica la programación en LabVIEW antes mencionada. Aquí, el paciente interactúa con la máquina de rehabilitación mediante los sensores de fuerza montados en la plataforma móvil ($F_{s1,2,3,4}$). Esto hará que el mecanismo se desplace en la dirección en la que el paciente esté aplicando la fuerza, activando el control de impedancia. El control recibe la posición real del mecanismo por medio de encoders (x, y) y los compara con una posición deseada (x_d, y_d). Si el valor de estos desplazamientos no es el mismo, la máquina desarrolla una fuerza de retroalimentación háptica con el paciente (F_x, F_y), es decir, se desarrolla una fuerza inversamente proporcional que contrarresta la fuerza aplicada por el paciente y lleva al mecanismo a su posición original. En este caso, el control de impedancia responde a los dos grados de libertad en la máquina de forma simultánea.

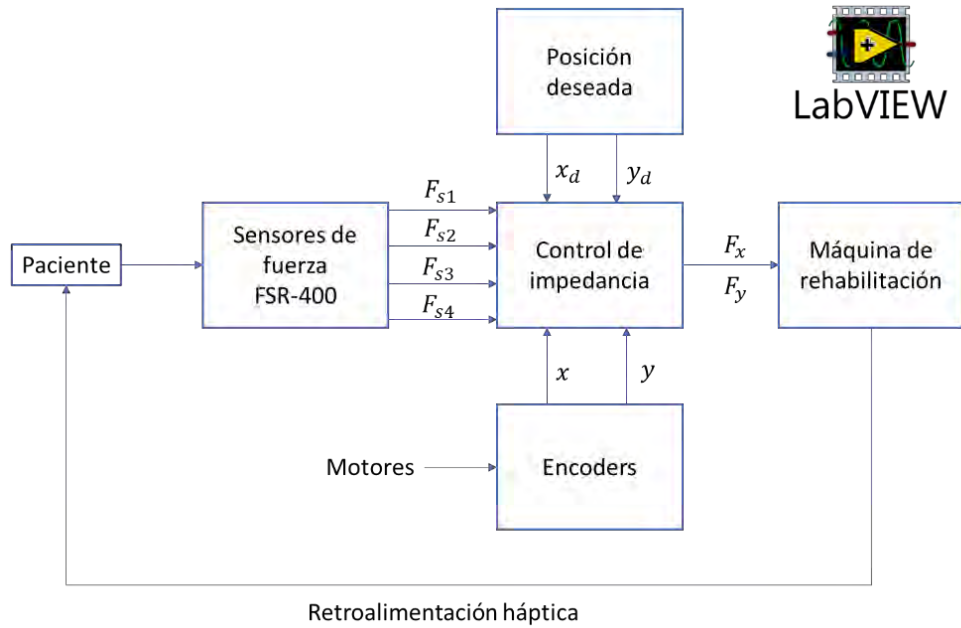


Figura 5. 10: Diagrama de la programación desarrollada en LabVIEW e implementada al mecanismo físico.

El esquema del control de impedancia se basa en la propuesta presentada en [10], [69] como elección a partir de los resultados de las simulaciones desarrolladas en la sección 5.1.1 “Controles de impedancia a comparar”, así como los modelos propuestos mostrados en (5.5). Así, se propone un control de impedancia clásico que genera una fuerza F_x o F_y a partir de los errores generados entre las variables deseadas y reales, de posición velocidad y aceleración. Estas fuerzas se calculan a partir de las ecuaciones:

$$F_x = M_p(\ddot{x}_d - \ddot{x}) + B_p(\dot{x}_d - \dot{x}) + K_p(x_d - x) \quad (5.11)$$

$$F_y = M_p(\ddot{y}_d - \ddot{y}) + B_p(\dot{y}_d - \dot{y}) + K_p(y_d - y)$$

Donde los desplazamientos se desarrollan de forma lineal en el eje XY, correspondientes a cada GDL en el mecanismo. M_p es la masa del sistema (en este caso, el peso de la plataforma móvil), B_p es la amortiguación y K_p la rigidez. La fuerza de control (F_x, F_y) se aplica a una planta modelada como un sistema masa-amortiguador (véase (3.9) y (3.10) en la sección 3.1.2). Las ecuaciones que gobiernan la dinámica están dadas por:

$$\begin{aligned} m\ddot{x} + b\dot{x} &= F_x \\ m\ddot{y} + b\dot{y} &= F_y \end{aligned} \quad (5.12)$$

El diagrama de bloques de la Figura 5. 11 parte de la ecuación (5.11) y (5.12), representando un modelo para el eje x, el cual integra el cálculo de la fuerza de control a través de la dinámica del sistema. En este sentido, la retroalimentación de la posición, velocidad y aceleración permite evaluar en tiempo real los errores y ajustar la respuesta dependiendo de la impedancia deseada. En esencia, el paciente al generar una fuerza desconocida moverá la máquina de rehabilitación en cualquiera de sus direcciones permitidas (u_1). Esto hará que las señales de entrada sean: la posición actual del sistema y la posición deseada, mientras que la salida estará dada por la fuerza de control (F_x, F_y), la cual contrarresta cualquier fuerza externa donde $u_1 = F_x$. Esto mismo es aplicado para el eje y con la fuerza F_y .

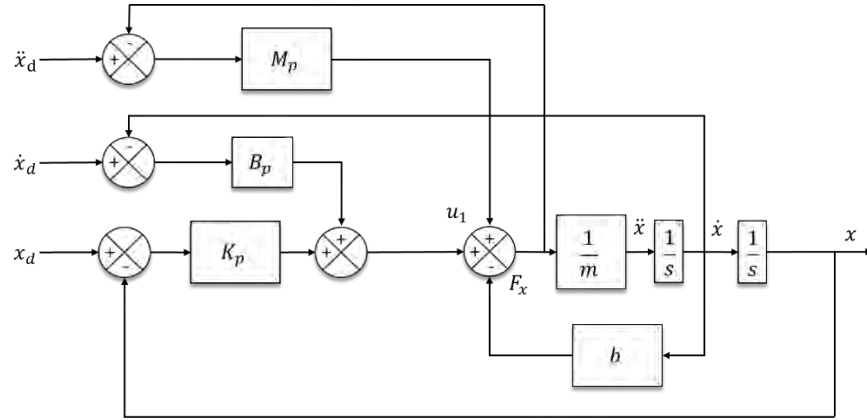


Figura 5. 11: Diagrama de bloques del control de impedancia para el eje x.

5.2.2.1. Sintonización del controlador de impedancia

Las ganancias del control de impedancia propuesto se sintonizaron por medio de prueba y error, donde se consideró que: $M_p = 1.5\text{kg}$, $B_p = 0.01 \text{ Ns/m}$, $K_p = 0.001 \text{ N/m}$. En las condiciones de control, en el programa de LabVIEW, cuando se aplica fuerza en uno o más sensores, el mecanismo se moverá en esa dirección hasta llegar a un límite definido por el usuario. Cuando la fuerza en el sensor se deja de aplicar, el control de impedancia actúa regresando el mecanismo a su posición original desde una perspectiva en donde el tobillo forma un ángulo de 90° entre la planta del pie y la tibia (véase en la Figura 5. 12). En la Figura 5. 13 se muestran las respuestas del control para una prueba simple donde un sujeto

aplica una fuerza de aproximadamente 30 N en un movimiento de plantarflexión y se propone un límite de desplazamiento en la máquina de -5° .

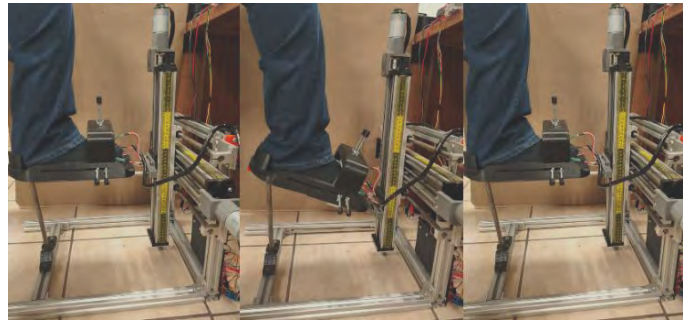


Figura 5.12: Manipulación del mecanismo mediante control de impedancias.

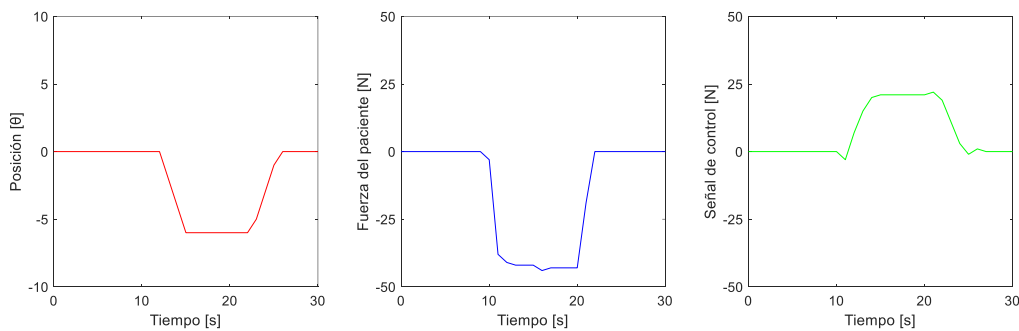


Figura 5.13 Respuesta del controlador de impedancia aplicando un movimiento de plantarflexión con un desplazamiento de -5° : posición del mecanismo (izquierda), fuerza ejercida por el paciente (centro) y la respuesta del control de impedancia (derecha).

5.3. Interfaz de usuario principal para el desarrollo de la terapia.

En la Figura 5.14 se muestra la interfaz principal con la que el usuario o terapeuta se comunica con la máquina. Estas se dividen principalmente por tres secciones: el control de posición manual, el control automático y el comportamiento del mecanismo en tiempo real mediante gráficas, de las cuales se destaca la aparición de las señales en tiempo real sobre la posición de la máquina, la fuerza que ejerce el paciente y la fuerza lineal obtenida desde el control de impedancias.



Figura 5.14: Interfaz de usuario.

5.3.1. Posicionamiento manual

Como se puede ver en la Figura 5. 14, el posicionamiento manual de la máquina se logra por medio de la interacción de dos perillas virtuales (que controlan cada uno de los ejes), manipulado por el control de impedancia que lleva la máquina hacia la posición deseada. Esto es importante durante el inicio de una terapia, ya que es posible obtener datos característicos como rangos de movimiento del paciente, su fuerza, etc., en función de desarrollar una terapia más adecuada para él. Adicionalmente, en la Figura 5. 15 se muestran los posibles desplazamientos en la máquina al manipular las perillas virtuales, logrando los movimientos de abducción (movimiento hacia la izquierda), aducción (movimiento hacia la derecha), dorsiflexión (movimiento hacia arriba) y plantarflexión (movimiento hacia abajo).

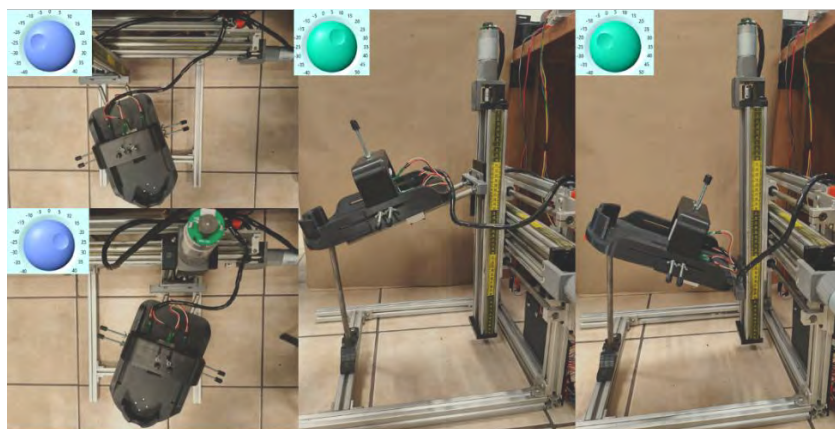


Figura 5. 15: Desplazamientos de la máquina de rehabilitación usando el control de posicionamiento manual.

5.3.2. Control automático usando impedancias

En la Figura 5. 16, a diferencia del control manual, se muestra la parte de interfaz que permite un control automático en el sistema. En esta parte de la interfaz se pueden pulsar cualquiera de los tres botones que se encuentran allí, los cuales simulan niveles de dificultad con relación al juego serio. Cuando ninguno de los botones está activado, la máquina no podrá desarrollar ningún movimiento, sin embargo, es posible leer los sensores de fuerza. Posteriormente, al activar un botón se generará un límite permitido por la máquina y una fuerza necesaria para desarrollar un movimiento. Es decir, si el usuario genera la fuerza necesaria se moverá la máquina, pero no superará el límite establecido, en cambio, cuando el usuario deje de ejercer fuerza el control de impedancias regresará el mecanismo a su posición original. Tanto el límite, como la fuerza se pueden ajustar manualmente dependiendo de las necesidades del paciente, recomendando que los valores sean mayores cada vez.



Figura 5. 16: Elección de niveles con control de impedancias.

En la Figura 5. 17 se ejemplifica lo anterior mencionado, mostrando los diferentes límites con respecto al nivel pulsado durante un movimiento de plantarflexión.

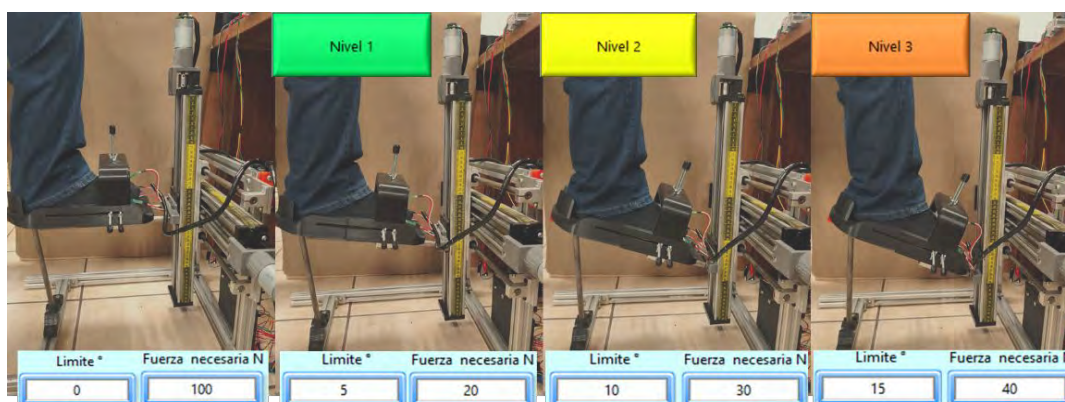


Figura 5. 17: Límites permitidos con cada nivel de juego.

5.4. Pruebas experimentales con personas sanas

5.4.1. Pruebas de seguridad

En esta sección se muestra la validación experimental de la máquina de rehabilitación de tobillo. Como primera etapa, se desarrollaron pruebas de seguridad con personas sanas a fin de obtener datos característicos tales como: rango de cada movimiento permitido por la máquina, peso del pie del paciente o fuerza al ejercer un movimiento. Posteriormente, en la segunda etapa se evalúa el desempeño de pacientes sanos al desarrollar movimientos simples y con la utilización del juego serio.

Para validar las pruebas experimentales, se obtuvo asistencia de tres sujetos de prueba de entre 25 y 27 años completamente sanos, sin antecedentes de lesión en el tobillo. En la Tabla 5. 4 se muestran los distintos atributos físicos de cada persona que pueden ser inducidos al tratamiento o rehabilitación de tobillo. Entre estas características está el peso y estatura de la persona, así como la longitud de su pie.

Tabla 5. 4: Atributos físicos de los sujetos de prueba.

No. de persona	Sexo	Peso	Estatura	Peso de cada pierna		Longitud del pie
				Izquierda	Derecha	
1	M	80 kg	1.63 cm	5.5 kg	5.5 kg	26 cm
2	M	85 kg	1.79 cm	6.1 kg	6.1 kg	27 cm
3	M	115 kg	1.83 cm	7.0 kg	7.0 kg	28 cm

Antes de desarrollar las pruebas para validar el comportamiento del prototipo y el control de impedancia, fue necesario realizar pruebas de seguridad en cada sujeto. Esto para obtener

datos como la fuerza del tobillo y sus rangos de movilidad en función a establecer condiciones generales que mantengan una similitud entre cada una de las pruebas. Para esto, se posiciono a cada persona en una postura de sedestación a una altura de 70 cm, lo cual permite colocar el pie en la base móvil de la máquina (la cual está a 35cm del suelo), formando un ángulo de 90° con la parte interna de la rodilla. Esto genera un entorno adecuado de llevar las pruebas sin riesgo de lesionar al paciente con posturas erróneas.

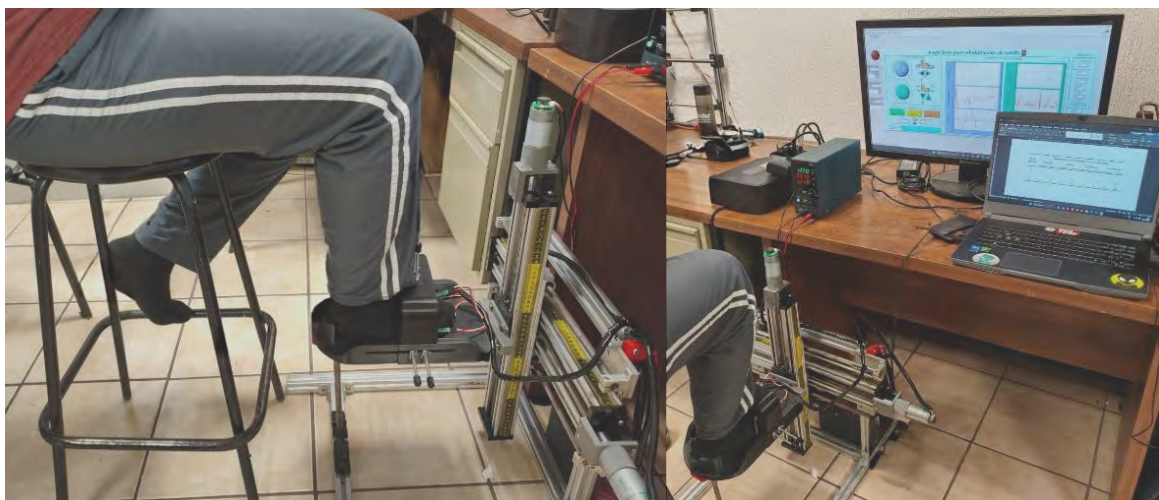


Figura 5. 18: Postura recomendada para las pruebas de seguridad.

La primera prueba consistió en medir la fuerza máxima de cada tobillo del sujeto mientras se están presionando los sensores de fuerza. El sujeto permanece en la postura mostrada en la Figura 5. 18 mientras aplica la fuerza máxima en cada una de las direcciones de la máquina (en este caso no fue necesaria su activación). En la Tabla 5. 5 se muestran los resultados para los movimientos de abducción/aducción y dorsi/plantarflexión tanto para el tobillo izquierdo, como derecho.

Tabla 5. 5: Rango máximo de fuerza en los tobillos de los sujetos de prueba.

No. de persona	Fuerza máxima de cada movimiento del tobillo en N							
	Abducción		Aducción		Dorsiflexión		Plantarflexión	
	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha
1	45	48	39	43	51.5	48.5	44	41
2	40	41	41	43	38.5	40	50	51.5
3	32	44	33	33	28	32	38	43

De manera similar para la segunda prueba, en la Tabla 5. 6 se muestran los resultados para el rango máximo de cada movimiento en los tobillos de los sujetos de prueba. Esto se desarrolló con el control manual de la interfaz (véase en la Figura 5. 14), donde el mecanismo

se movía lentamente hasta que los sujetos no pudieran aplicar una presión constante a los sensores de fuerza. Lo anterior, se hace con la finalidad de obtener un rango de aplicación de fuerza estable que, a su vez, no demande movimientos difíciles de alcanzar.

Tabla 5. 6: Rango máximo de movilidad para aplicación de fuerza en los tobillos en los sujetos de prueba.

No. de persona	Rango máximo de movimiento en ° para cada tobillo							
	Abducción		Aducción		Dorsiflexión		Plantarflexión	
	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha	Izquierda	Derecha
1	27	30	14	10	11	11	26	26
2	20	23	25	24	8	10	30	40
3	19	33	24	20	15	16	25	26

5.4.1.1. Configuración para el desarrollo de las pruebas experimentales

Para desarrollar las pruebas restantes, se creó un promedio general de los resultados obtenidos en las Tabla 5. 5 y 5.6. Esto con el objetivo de encontrar un valor medio para generar límites, los cuales puedan adaptarse a todos los sujetos de prueba sin importar el pie que coloquen. Ello permite hacer una comparación real del comportamiento de la máquina y de los sujetos sin demasiada variación, así como permite desarrollar una terapia general para pacientes completamente sanos. De esta forma la designación de límites para cada nivel del juego se propone en la Tabla 5. 7.

Tabla 5. 7: Promedio general de las pruebas de seguridad para su implementación en pruebas experimentales.

Nivel de jugabilidad	Promedio general de las pruebas de seguridad			
	Abducción/ Abducción		Dorsiflexión/ Plantarflexión	
	°	N	°	N
1	5	20	5	25
2	10	30	10	35
3	15	35	15	40

Todos los resultados de las pruebas que validan el comportamiento de la máquina designando los límites de aplicación se encuentran en el capítulo 6, más adelante. “A través de los resultados obtenidos en la sección 6.2 (véase las Figuras 6.9-6.14), se demuestra que el ajuste de los parámetros de impedancia como la constante de rigidez K_m , la amortiguación B_m o la inercia I_m , modifican significativamente la respuesta del sistema (equivalente a un sistema masa-resorte-amortiguador). Por ejemplo, con valores menores en los parámetros, se generan desplazamientos grandes ante fuerzas pequeñas (véase la Figura 6.9 y 6.12), mientras que el aumento de parámetros produce respuestas más lentas cuando se aplican fuerzas mayores (véase la Figura 6.11 y 6.14). Este tipo de comportamiento es relevante en máquinas de rehabilitación de tobillo, donde estos desplazamientos se traducen en movimientos angulares debido a los requerimientos del tobillo dentro de la terapia.

En relación al control de impedancia, en cada una de las pruebas se muestra que el sistema responde con una fuerza inversa ligeramente menor que la fuerza aplicada por el paciente virtual. Este comportamiento se mantiene similar tanto para los movimientos de dorsiflexión/plantarflexión como para los de abducción/aducción, presentando una relación proporcional entre la fuerza de entrada (proveniente del paciente) y la fuerza de respuesta del sistema debido al control de impedancias.

- Fuerza de entrada = 5 N → Fuerza de reacción $\approx$ 3N
- Fuerza de entrada = 20 N → Fuerza de reacción $\approx$ 12 N
- Fuerza de entrada = 40 N → Fuerza de reacción $\approx$ 28 N

Este patrón evidencia que los controles de impedancia permiten una interacción similar para cada grado de libertad, de forma segura para el usuario y ajustándose dinámicamente a la magnitud de las fuerzas aplicadas, por lo que la elección del control adecuado se puede basar en el consumo de energía en el sistema, es decir, se elige el controlador que demande menos esfuerzo en la máquina al emplear cualquiera de los movimientos posibles.

Ya que el mecanismo permite trabajar cada eje de forma independiente, se asigna un control de impedancia para cada dirección. Para el eje vertical que permite los movimientos dorsi/plantarflexión, que únicamente soporta la fuerza del pie del paciente, se considera la aplicación de un controlador H-Z. Esto ya que a partir de las gráficas presentadas en la sección 6.2, este controlador demostró la mejor eficiencia con relación al consumo de energía cinética. Sin embargo, se debe considerar sus retrocesos rápidos, especialmente cuando se aplican fuerzas de magnitud baja, ya que podrían ser incómodos o incluso perjudiciales para el paciente. En adición, el controlador W puede ser una segunda alternativa adecuada debido a la similitud de su respuesta en comparación con el control H-Z.

Para el eje horizontal (abducción/aducción), el cual debe soportar el peso del propio eje, así como el eje vertical y el peso del pie del paciente, el controlador W se establece como la opción más adecuada. Esto se debe principalmente a su bajo consumo de energía cinética en comparación con el control H-Z y P-W. Aunque las diferencias de su desempeño con el resto de controles no es grande, la elección del control W justifica un equilibrio entre bajo consumo de energía y respuestas adecuadas (seguras) que son necesarias para desarrollar un proceso de terapia.

5.5. Validación del juego serio mediante pruebas experimentales

La validación del juego serio se desarrolla por medio de las interacciones que tiene el usuario con la máquina de rehabilitación. Para este caso, esta interacción depende completamente de la manipulación del personaje principal en el juego, de las mecánicas y sus metas (véase en la sección 4.3 “Diseño de los niveles de juego”), teniendo como público objetivo a los tres sujetos de prueba descritos en la Tabla 5. 4, cuyo rango de edad esta entre los 25 y 27 años.

Lo que se busca en esta experimentación entonces, es asegurar que el usuario realmente está haciendo la interacción con el videojuego, que sea entretenido y que, a su vez, la máquina responda adecuadamente desde el apartado de control de impedancias. Los instrumentos utilizados para la experimentación (véase en la Figura 5. 19) se enlistan a continuación:

- Laptop: En el cual se encontrará la interfaz principal que manipula la máquina de rehabilitación (véase en la Figura 5. 14).
- Monitor: Donde se mostrará el juego serio y las interacciones que desarrolle el sujeto de prueba con la máquina de rehabilitación.
- Máquina de rehabilitación: Cuya función principal es ser la de interactuar repetidamente con los usuarios o sujetos de prueba.

Las pruebas experimentales se basan en jugar los primeros subniveles de cada nivel para graficar las respuestas y analizar el comportamiento del paciente. Posteriormente, al terminar cada prueba, se le hace una serie de preguntas básicas al sujeto, tales como: ¿Te sentiste entretenido en la terapia?, ¿El juego respondía de acuerdo a tus movimientos en la máquina?, ¿Cómo te sientes después de la terapia?, etc. Esto anterior sirve para comprobar la efectividad del juego serio como herramienta de soporte en un proceso de rehabilitación.



Figura 5. 19: Instrumentos utilizados para la validación del juego serio.

5.5.1. Consideraciones para las pruebas experimentales con el juego serio.

Una de las consideraciones importantes para comprobar que el usuario está interactuando de forma efectiva con el juego serio, es por medio del número de interacciones que demanda cada uno de sus niveles. En este caso, los niveles se diseñaron para emplear un rango aproximado de movimientos (véase en la Tabla 5. 8). Un ejemplo de ello es el nivel 1 del juego serio, el cual está diseñado para emplear de 8 a 12 movimientos de abducción y aducción (por separado), mientras que es posible emplear de 8 a 12 movimientos de dorsiflexión y plantarflexión.

Tabla 5. 8: Número de interacciones promedio para cada nivel del juego serio.

Nivel de jugabilidad	Número de interacciones promedio	
	Abducción/ Abducción	Dorsiflexión/ Plantarflexión
1	8-12	8-12
2	3-5	3-5
3	5-10	5-12

Esta característica podrá ayudar a definir si es que paciente genera la interacción mínima con juego serio y corroborar los distintos resultados de la prueba: la fuerza que ejerce el paciente, el rango de desplazamiento que desarrolla y la señal del control de impedancia. Esto permitirá identificar el comportamiento general del paciente durante el tiempo de juego.

5.5.2. Pruebas experimentales con el juego serio

Para las pruebas experimentales con el juego serio, dos sujetos de prueba adoptaron una postura de sedestación para formar un ángulo de 90° en la rodilla y en la base del tobillo (véase en la Figura 5. 20). Aunado a ello, el paciente debe visualizar el juego serio en una posición cómoda. La participación comienza en cualquier momento en el que el usuario esté listo y termina inmediatamente al finalizar el primer subnivel de cada apartado. Se analizarán las respuestas obtenidas para cada sujeto de manera independiente y se realizará una conclusión preliminar. Finalmente se realiza una serie de preguntas para determinar la efectividad del juego serio como herramienta de soporte para rehabilitación de tobillo. Esto se realiza con los dos primeros niveles del juego serio y los dos primeros niveles de operación en la máquina.

Los resultados de estas pruebas experimentales se encuentran en la sección 6.4 “Resultados de las pruebas experimentales aplicando el juego serio”.



Figura 5. 20: Método para el desarrollo de pruebas experimentales implementando el juego serio.

5.6. Discusión

En este capítulo se plantea el modelo principal del control de impedancia a implementar en el prototipo físico. Esto, desarrollando una comparación por medio de simulaciones en la plataforma MSC Adams con distintos controles de impedancia encontrados en la literatura, destacando el control clásico presentado en [10], [69]. Este control obtuvo la mejor respuesta energética, de movimiento etc., optando por modelarlo correctamente y emplearlo en el dispositivo de rehabilitación. Aunado a ello, se muestra la creación de la interfaz de usuario y el planteamiento para desarrollar pruebas experimentales con sujetos de prueba completamente sanos, con la finalidad de evaluar el desempeño de la máquina y del juego serio.

Capítulo 6

Análisis y discusión de resultados

6.1. Simulaciones implementando control PID

En la Figura 6. 1 se muestran las respuestas obtenidas con el prototipo virtual implementando el controlador PID para movimientos lineales a lo largo del eje x (movimientos de abducción/aducción), del cual se obtiene la respuesta del desplazamiento deseado, así como la velocidad y aceleración alcanzada durante los 10 segundos de simulación. Se observa un desplazamiento suave desde la posición cero hasta los 20 cm en el movimiento de abducción y -20 cm para aducción (lo mismo pasa para la velocidad y aceleración). El ruido presentado en la aceleración para ambos movimientos se debe principalmente al punto de contacto entre la plataforma fija y la plataforma móvil.

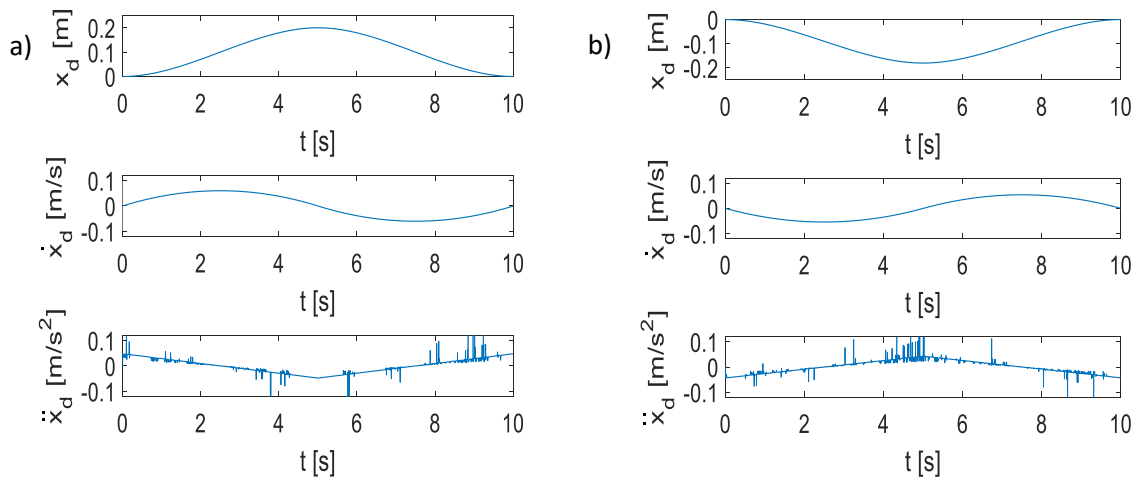


Figura 6. 1: Respuesta al movimiento lineal en el eje x sin perturbaciones a) Abducción y b) Aducción.

Por otro lado, el desplazamiento angular se visualiza en la Figura 6. 2. Aquí se muestra un desplazamiento suave para ambos casos (abducción y aducción), donde el rehabilitador se mueve de 0° hasta 40° y después vuelve a su estado original en 0° . Este efecto pasa de manera similar con la velocidad y la aceleración, con algunas perturbaciones causadas por un punto de contacto en el tiempo de simulación, por lo que, en aplicación física se espera que estas perturbaciones se eliminaran o se redujeran en gran medida.

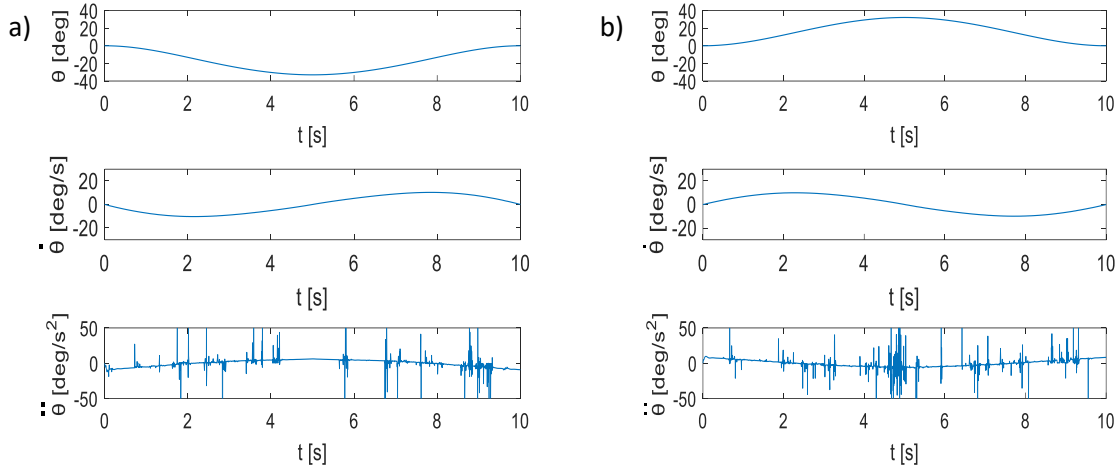


Figura 6. 2: Respuesta al movimiento angular en un ángulo θ sin perturbaciones a) Abducción y b) Aducción.

Para los movimientos dorsi/plantarflexión las gráficas mostradas en las Figura 6. 3 y Figura 6. 4 son prácticamente similares a las de los movimientos horizontales. Esto se debe a que el control permite que el sistema se mantenga en equilibrio despreciando el factor de la gravedad, generando movimientos suaves de principio a fin para el caso del desplazamiento y velocidad tanto normal, como angular. Para la aceleración, como ya se ha comentado con anterioridad, el ruido presentado se debe al punto de contacto generado por la construcción del prototipo virtual, creando perturbaciones que desaparecen al instante después de un par de milisegundos y que, no afectan al rendimiento del prototipo.

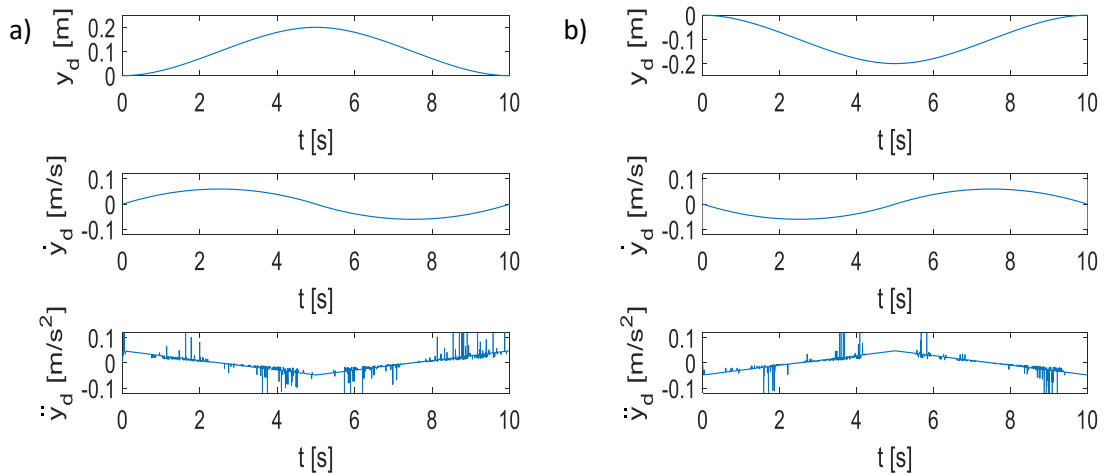


Figura 6. 3: Respuesta al movimiento lineal en el eje y sin perturbaciones a) Dorsiflexión y b) Plantarflexión.

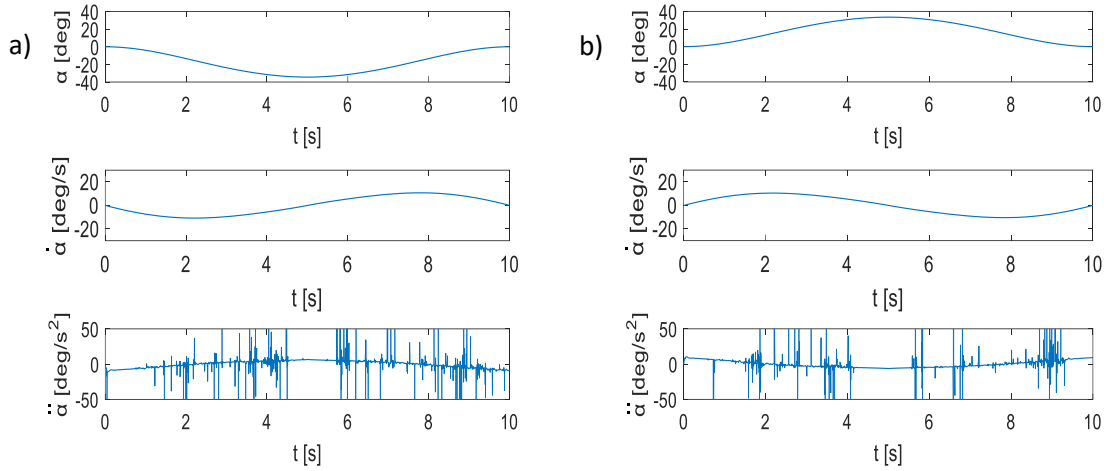


Figura 6. 4: Respuesta al movimiento angular en un ángulo α , sin perturbaciones a) Dorsiflexión y b) Plantarflexión.

6.1.1. Implementación de polinomio de Bézier en el controlador PID

Después de implementar la nueva entrada de control que define la trayectoria deseada por medio del control PID, se simularon nuevamente las pruebas de la sección anterior, respetando los parámetros iniciales. En la Figura 6. 5a y Figura 6. 5b muestran el resultado de integrar un polinomio de Bézier, esto ya que se obtienen movimientos un poco más lentos y mejor definidos desplazando suavemente desde una posición cero hasta los ± 20 cm en el movimiento de abducción o aducción respectivamente, incluyendo la inversión de movimiento para que regrese a su posición inicial. Este mismo comportamiento sucede para la velocidad y aceleración con la diferencia que, en comparación a las primeras gráficas mostradas en la Figura 6. 1, en estas nuevas se puede visualizar que el ruido en la aceleración disminuyó siendo poco perceptible. Este se produce principalmente al polinomio añadido y a la consideración de un punto de contacto entre la unión de la plataforma fija y la plataforma móvil.

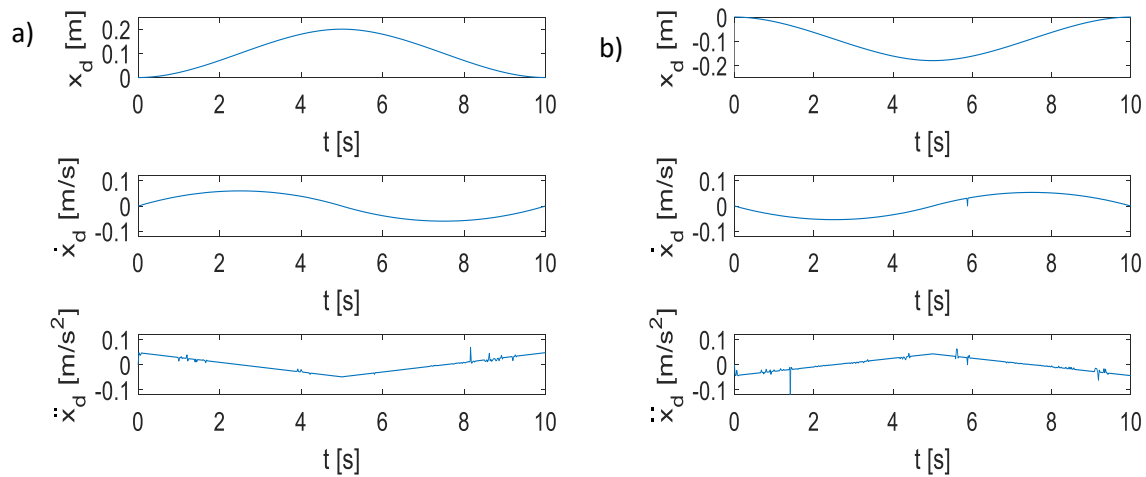


Figura 6. 5: Respuesta al movimiento lineal en el eje x sin perturbaciones (modificado) a) Abducción y b) Aducción.

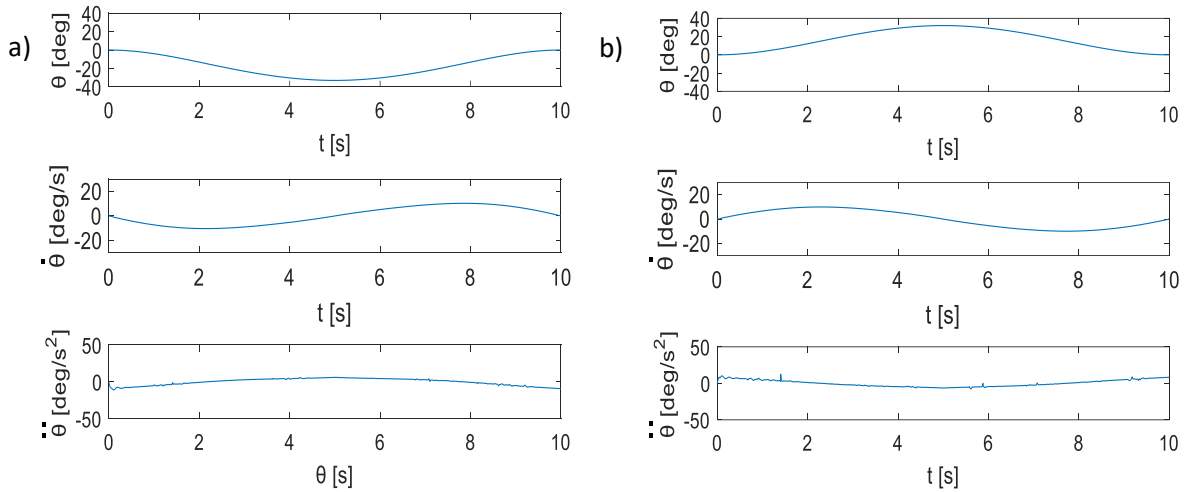


Figura 6. 6: Respuesta al movimiento angular en un ángulo θ (modificado) a) Abducción y b) Aducción.

Este mismo efecto se observa en la respuesta angular del sistema de la Figura 6. 6a y Figura 6. 6b mostrado anteriormente. Ya que el control del sistema y la construcción del mecanismo permite mantener el equilibrio cuando no se está realizando ningún movimiento, se desprecian factores como la gravedad que podrían producir señales erróneas. Así, se generan movimientos suaves y precisos desde el punto inicial hasta el punto final de la trayectoria planteado. Esto pasa tanto para movimientos horizontales (abducción/aducción), como verticales (dorsi/plantarflexión), considerando su desplazamiento, velocidad y aceleración lineal/angular (véase en la Figura 6. 7 y Figura 6. 8). Como ya se mencionó, el ruido que se generaba en la aceleración usando un controlador PID fue corregido con un punto de contacto adicional en el mecanismo virtual, aunado a ello se empleó de un polinomio de Bézier que sustituye al controlador original con la finalidad de observar su comportamiento, obteniendo una respuesta más limpia o con poco ruido tanto para la respuesta lineal como angular.

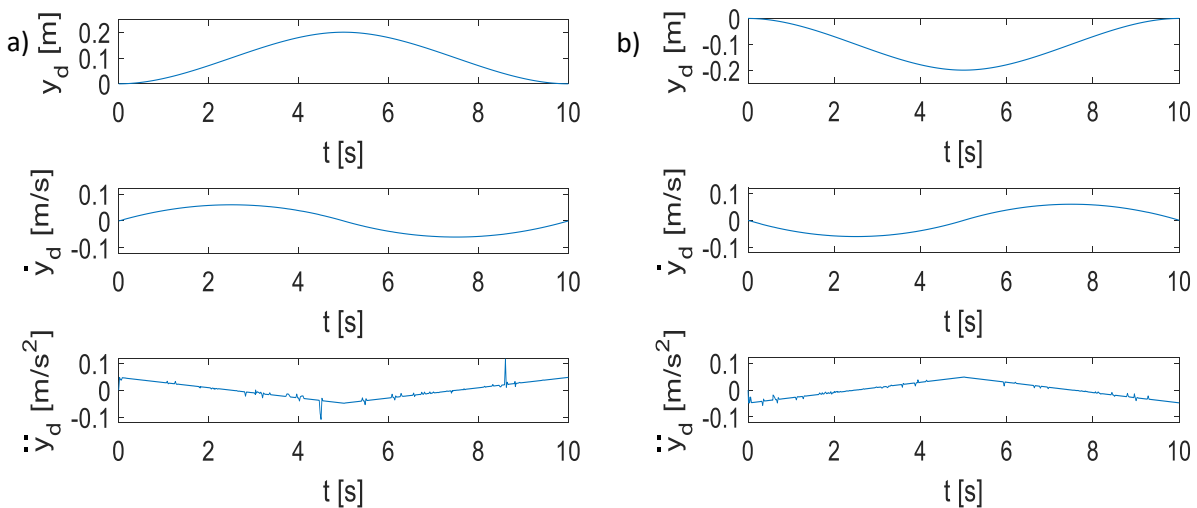


Figura 6. 7: Respuesta al movimiento lineal en el eje y (modificado) a) Dorsiflexión y b) Plantarflexión.

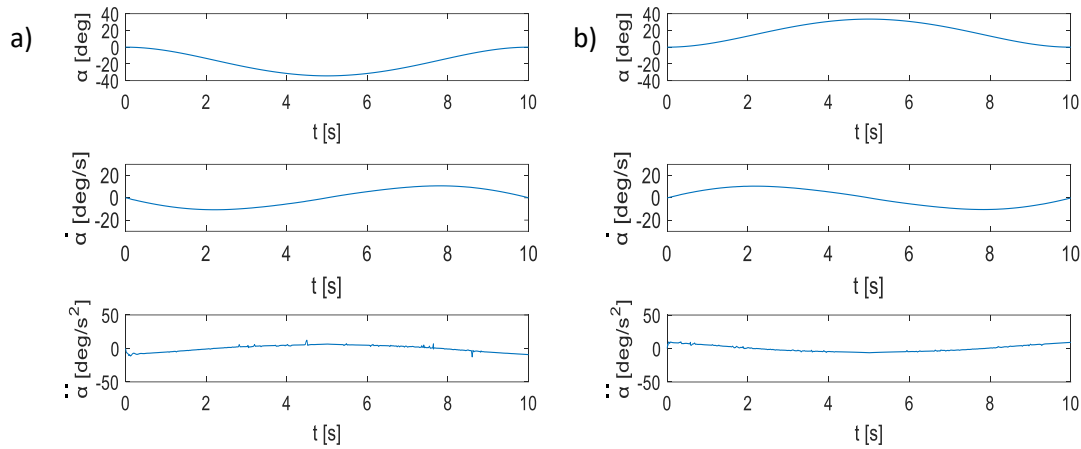


Figura 6. 8: Respuesta al movimiento angular en un ángulo α (modificado) a) Dorsiflexión y b) Plantarflexión.

6.2. Comparación entre controladores de impedancia

6.2.1. Resultados de las pruebas simuladas

En la Tabla 6. 1 se muestran los datos registrados para las diferentes pruebas en el movimiento dorsi/plantarflexión. Aquí se denotan los valores de los factores dinámicos ajustados y el valor de la energía cinética (E.C.) que consume el sistema para conseguir un desplazamiento a 20° . Cuanta más E.C. se utilice, mayor es el esfuerzo que realiza la máquina de rehabilitación para generar un movimiento o mantener su estabilidad. En adición, no se registra el consumo de energía en la guía lineal horizontal ya que el mecanismo no permite que desarrolle ningún movimiento y se considera que la guía vertical puede trabajar de manera independiente soportando solo las cargas aplicadas a la plataforma móvil, por lo que todos los resultados son prácticamente cero (véase en la Figura 6. 9).

Tabla 6. 1: Resultados de las pruebas virtuales para el movimiento Dorsiflexión/Plantarflexión

Resultado de pruebas a $20^\circ \pm 1^\circ$	Fuerzas aplicadas a la máquina (N)	Inercia I_m (kg * m ²)	Amortiguación B_m (Ns/m)	Rigidez K_m (N * m ²)	Energía cinética D/P (Nm)
Humberto	5	1	4	30	0.0031
Y Zhang	20	1	14	100	0.0089
(H-Z)	40	1	25	180	0.0149
Perez y	5	-	4	25	0.0065
Wilbert 1	20	-	12	85	0.018
(P-W)	40	-	18	170	0.034
Wilbert 2	5	$K_p = 22$	$K_d = 5$	$K = 2.3$	0.0056
(W)	20	$K_p = 80$	$K_d = 15$	$K = 9.5$	0.0129
	40	$K_p = 150$	$K_d = 25$	$K = 19$	0.0227

En la Figura 6. 9 se muestran las gráficas comparativas que simulan el desplazamiento y consumo de energía en el mecanismo cuando se le aplica una fuerza de 5 N en plantarflexión. El control H-Z se destaca por tener una respuesta un poco lenta pero una estabilización 500ms más rápido en comparación al resto. Esto es problemático en pacientes que cuentan con esguinces de tercer grado, ya que su límite y velocidad de movimiento está reducido. Así, el control P-W y W muestran movimientos con una estabilización mucho más suave en 2s sin cambios bruscos. En cuanto al consumo de E.C., el eje x se mantiene con valores nulos,

mientras que para el eje Y, el control P-W consume más energía cinética debido a la falta del momento de inercia que relaciona la aceleración del sistema con el desplazamiento deseado. El control W sufre del mismo problema, sin embargo, aquí se compensa el momento de inercia con otros factores que disminuyen este consumo. Por último, el control H-Z representa el menor consumo de energía cinética, pero cuenta con una disipación prolongada con un segundo pico de alrededor de 0.001 Nm. Esta disipación se soluciona parcialmente en la segunda prueba con una fuerza aplicada de 20 N (véase en la Figura 6. 10).

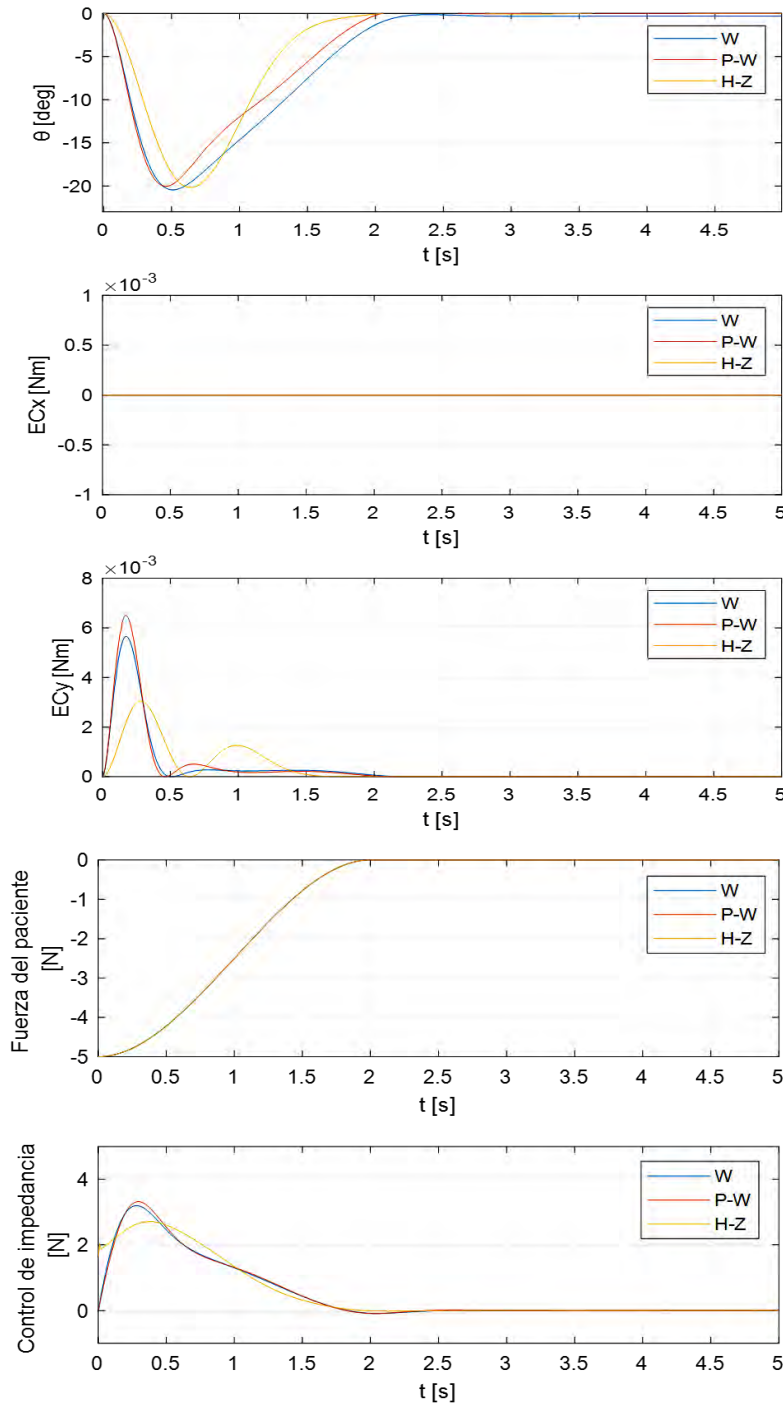


Figura 6. 9: Respuestas al movimiento dorsiflexión-plantarflexión con una fuerza aplicada de 5N.

En la Figura 6. 10 se muestra que el control H-Z tiene un desplazamiento angular más lento y suave con diferencia mínima con respecto al resto de los controles, cuyo resultado también se modifica mínimamente. El comportamiento del consumo de energía cinética es prácticamente el mismo que al aplicar la fuerza de 5 N, con la excepción de que los resultados incrementan en proporcionalidad, es decir, cada vez son mayores.

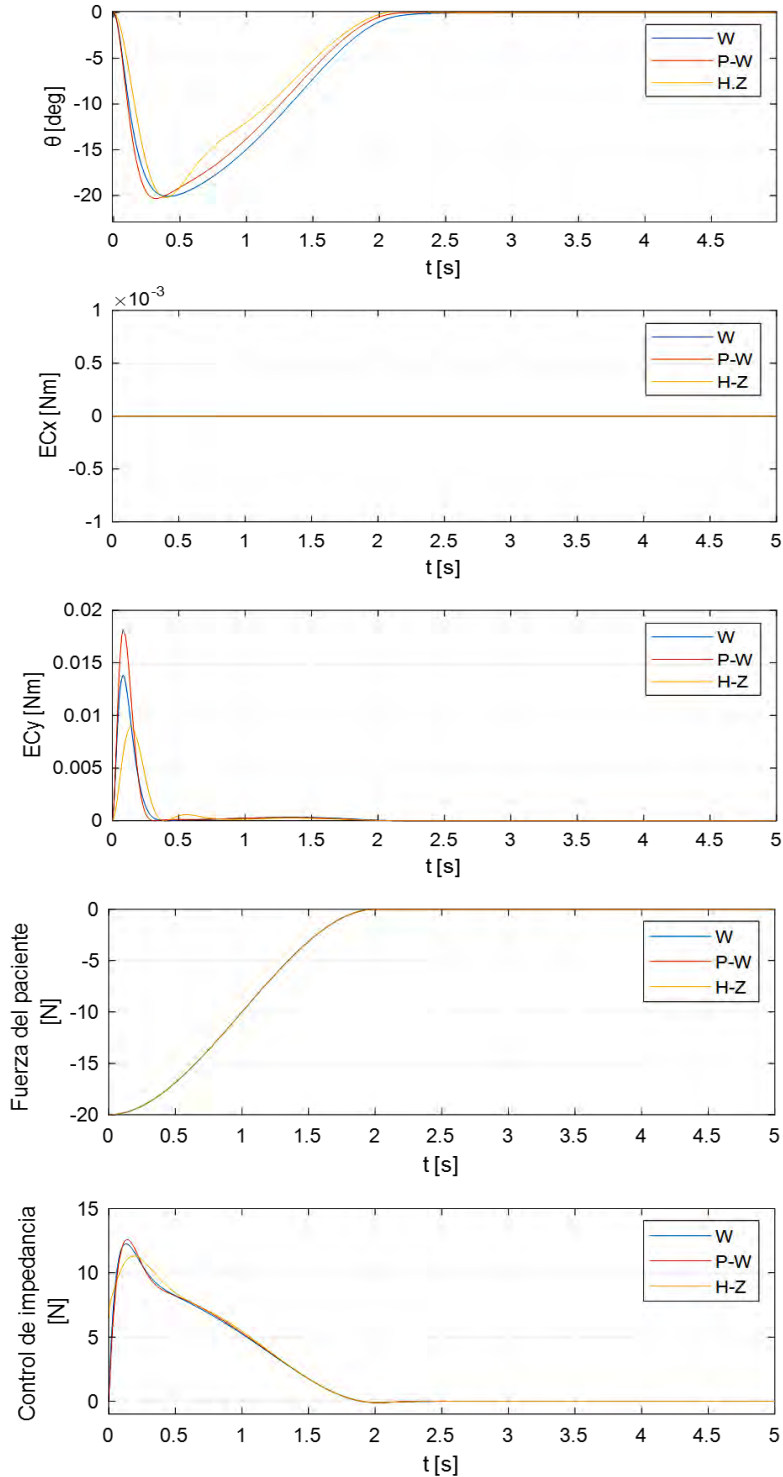


Figura 6. 10: Respuestas al movimiento dorsiflexión-plantarflexión con una fuerza aplicada de 20N.

Para el último caso, en la Figura 6. 11 se muestran los resultados de las pruebas aplicando una fuerza de 40 N. En él, los desplazamientos angulares se mantienen con un comportamiento lento y suave con una estabilización en aproximadamente 2s. El consumo de energía en X se mantiene nula, mientras el consumo en el eje Y varía entre cada control, siendo el control P-W el que mayor energía consume y el control H-Z el menor.

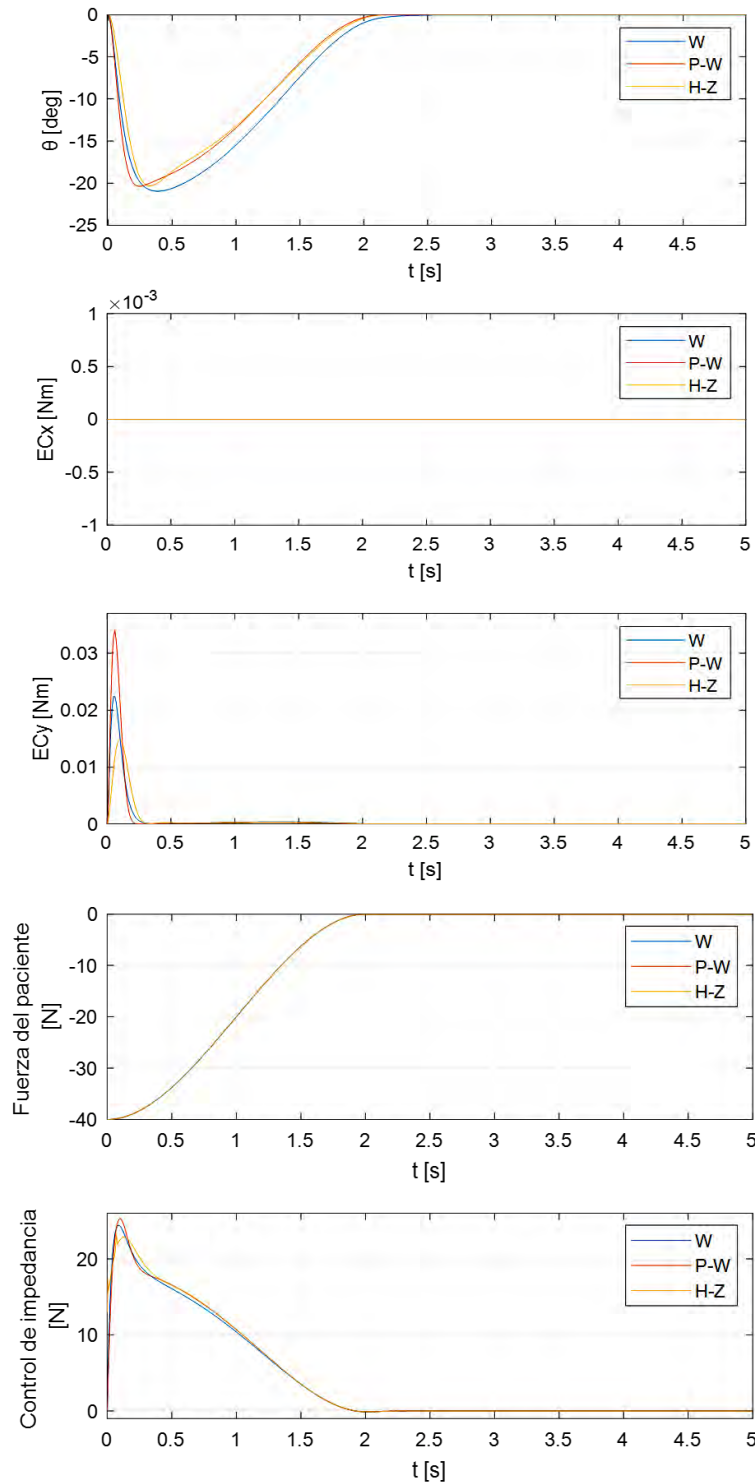


Figura 6. 11: Respuestas al movimiento dorsiflexión-plantarflexión con una fuerza aplicada de 40N.

Al igual que para los movimientos verticales, la Tabla 6. 2 registra los resultados de las simulaciones para el movimiento de abducción/aducción. Estos son los valores de ajuste para cada factor dinámico en el cual la máquina de rehabilitación no debe superar los 15° de desplazamiento angular y las fuerzas de aplicación se mantienen en 5, 20 y 40 N. En este caso se considera el consumo de energía cinética en ambos ejes de la máquina (XY), esto debido a que la guía lineal que manipula los movimientos horizontales soporta tanto a la guía lineal vertical como a la presión que introduce el paciente al presionar la plataforma móvil, generando un esfuerzo que más allá de un movimiento, se trata de una fuerza de soporte que desarrolla la máquina para mantenerse trabajando en uno solo de los ejes sin crear inestabilidad.

Tabla 6. 2: Resultados de las pruebas virtuales para el movimiento Abducción/Aducción.

Resultados de pruebas a $15^\circ \pm 1^\circ$	Fuerzas aplicadas a la máquina (N)	Inercia I_m (kg * m ²)	Amortiguación B_m (Ns/m)	Rigidez K_m (N * m ²)	Energía cinética Ab/Ad (Nm)	Energía cinética D/P (Nm)
Humberto Y Zhang (H-Z)	5	1	8	40	0.0019	8.8×10^{-4}
	20	1	25	150	0.006	0.0027
	40	1	35	300	0.0124	0.0056
Perez y Wilbert 1 (P-W)	5	-	12	30	0.0019	4×10^{-4}
	20	-	20	150	0.0088	0.004
	40	-	30	300	0.0168	0.0076
Wilbert 2 (W)	5	$K_p = 24$	$K_d = 15$	$K = 2.6$	0.0016	7.3×10^{-4}
	20	$K_p = 110$	$K_d = 40$	$K = 10.2$	0.0045	0.0021
	40	$K_p = 240$	$K_d = 50$	$K = 20.5$	0.0104	0.0047

En la Figura 6. 12 se presentan las respuestas obtenidas al aplicar una fuerza lineal horizontal de 5 N en el centro de la base móvil del mecanismo. El desplazamiento angular para cada uno de los controles de impedancia tiene una respuesta de inicio similar y todos alcanzan aproximadamente un ángulo de 15° dentro de su tolerancia. El retroceso en el control P-W y H-Z comienza en los dos primeros segundos y se desarrolla un leve desplazamiento negativo, por lo que se estabiliza por completo hasta llegar a 4 s. Por otro lado, el control W presenta un movimiento más suave y seguro que se estabiliza directamente en aproximadamente 3s. En cuanto a la energía cinética, la disipación en ambos ejes (XY) se produce en alrededor de 2.5 s, con la aparición de un segundo pico con menor magnitud. Los controles H-Z y P-W son los que presentan el mayor consumo de energía en ambos ejes, mientras que el control W mantiene valores relativamente menores, lo que lo convierte en una opción más eficiente para este tipo de aplicación.

La Figura 6. 13 se muestran los resultados cuando se aplican fuerzas de 20N. Al ajustar los factores dinámicos correspondientes, los desplazamientos angulares se estabilizan rápidamente. En el caso del control W, la estabilización es más lenta y tarda aproximadamente 2.5 s; sin embargo, el control P-W y H-Z poseen una estabilización 0.5 s más rápida, pero con movimientos más bruscos. Con relación al consumo de la energía

cinética, se mantiene el mismo comportamiento con diferentes magnitudes para cada fuerza aplicada. P-W sigue siendo el control que desarrolla más trabajo en la máquina al no considerar el momento de inercia. Sin embargo, el control de impedancia H-Z y W poseen respuestas similares con un menor consumo de energía para ambos ejes. Siendo W una de las mejores opciones en relación desplazamiento-consumo de energía.

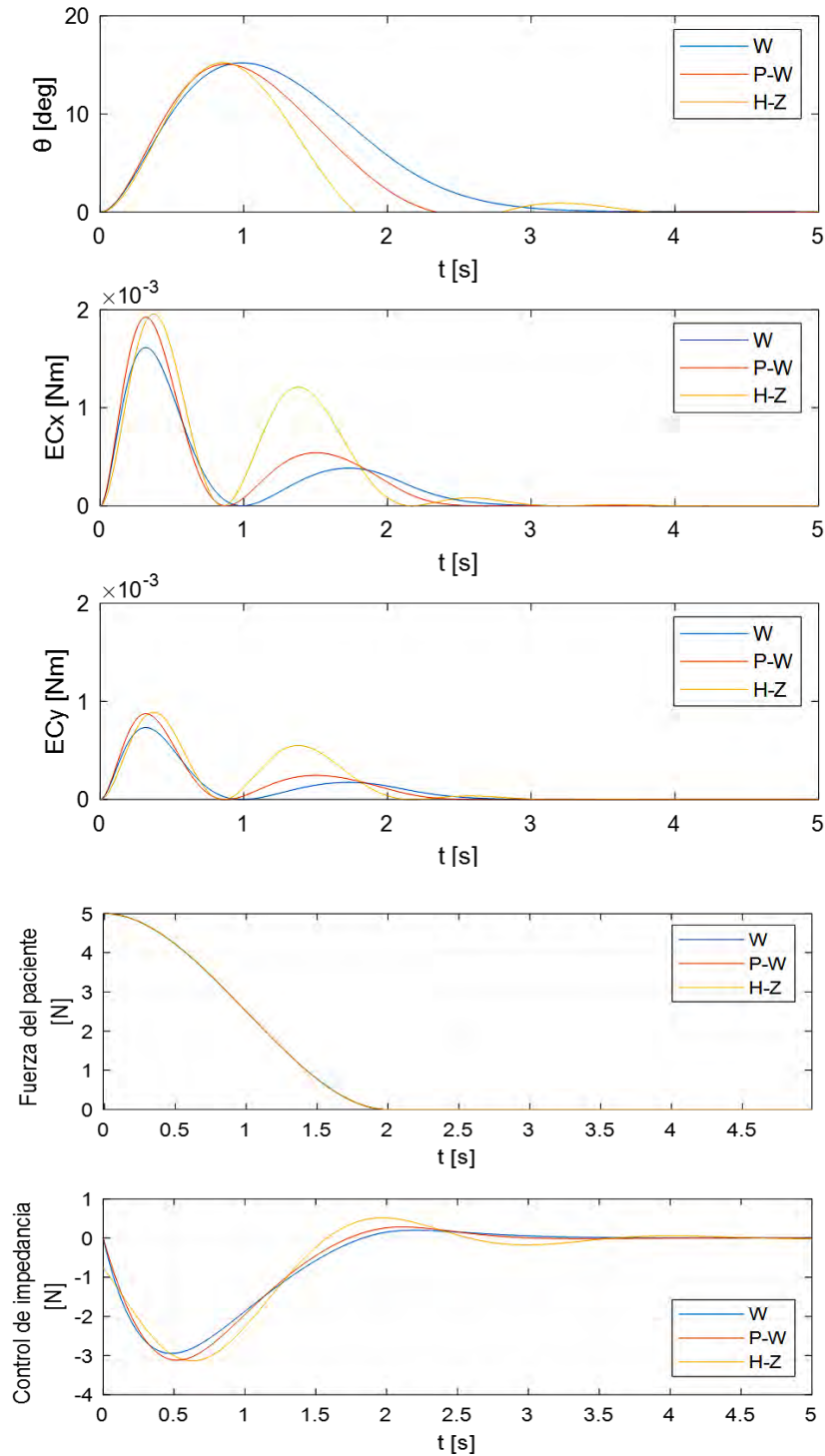


Figura 6. 12: Respuestas al movimiento abducción-aducción con una fuerza aplicada de 5N.

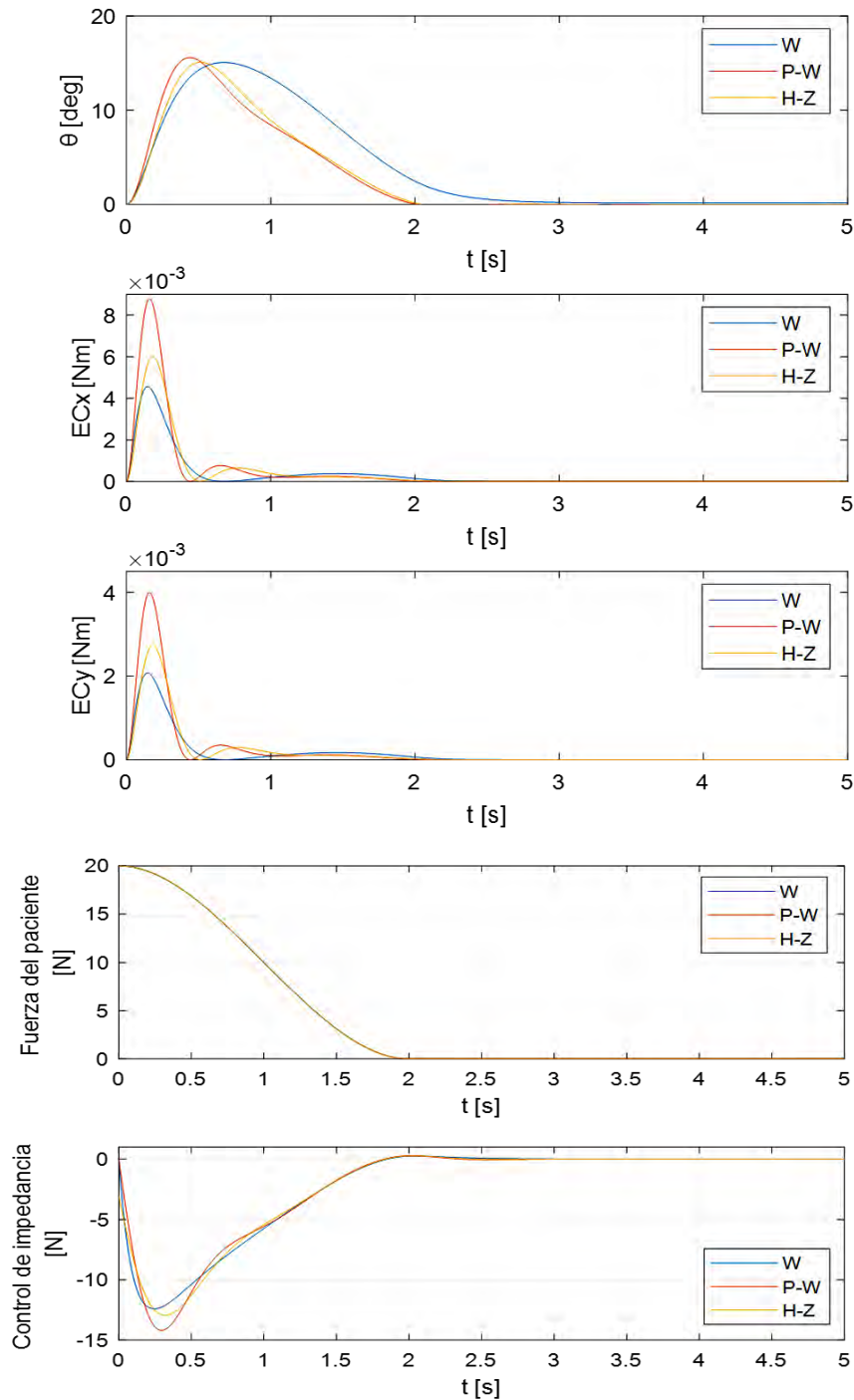


Figura 6. 13: Respuestas al movimiento abducción-aducción con una fuerza aplicada de 20N.

Por último, la Figura 6. 14 muestra los resultados cuando se aplica una fuerza de 40N (simulando la conducta del paciente). El comportamiento del sistema permanece similar a las simulaciones previas, pero con valores mayores (debido al incremento de la fuerza externa aplicada). En esta prueba, el control W destaca por requerir de un menor consumo de energía en comparación con los controladores evaluados, así como de una respuesta ligeramente más lenta, que se estabiliza en aproximadamente 2.5 segundos. En cuanto a la fuerza de reacción, el sistema empleado bajo el control W presenta una respuesta con una fuerza aproximada de

25 N para movimientos de abducción/aducción (movimientos horizontales), mientras que los controladores H-Z y P-W presentan respuestas de 2 a 3 N por encima de ese valor, respectivamente. Esto sugiere que el mecanismo permite interacciones eficientes para cargas mayores, al mismo tiempo que se promueve un desplazamiento suave y seguro, favoreciendo la rehabilitación del paciente.

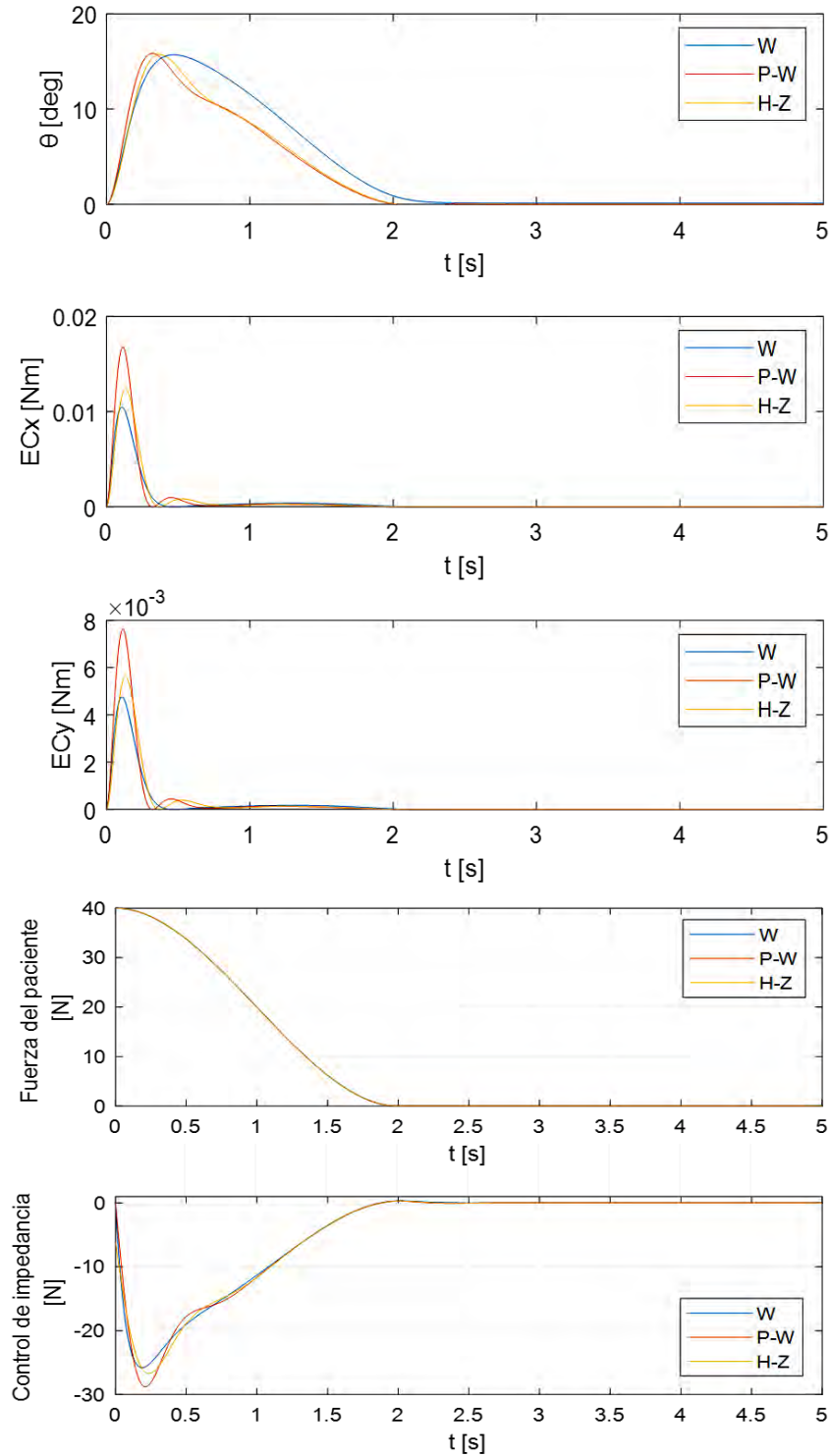


Figura 6. 14: Respuestas al movimiento abducción-aducción con una fuerza aplicada de 40N.

6.2.1.1.Resultados de las simulaciones

A través de los resultados obtenidos en la sección 6.2 (véase las Figuras 6.9-6.14), se demuestra que el ajuste de los parámetros de impedancia como la constante de rigidez K_m , la amortiguación B_m o la inercia I_m , modifican significativamente la respuesta del sistema (equivalente a un sistema masa-resorte-amortiguador). Por ejemplo, con valores menores en los parámetros, se generan desplazamientos grandes ante fuerzas pequeñas (véase la Figura 6.9 y 6.12), mientras que el aumento de parámetros produce respuestas más lentas cuando se aplican fuerzas mayores (véase la Figura 6.11 y 6.14). Este tipo de comportamiento es relevante en máquinas de rehabilitación de tobillo, donde estos desplazamientos se traducen en movimientos angulares debido a los requerimientos del tobillo dentro de la terapia.

En relación al control de impedancia, en cada una de las pruebas se muestra que el sistema responde con una fuerza inversa ligeramente menor que la fuerza aplicada por el paciente virtual. Este comportamiento se mantiene similar tanto para los movimientos de dorsiflexión/plantarflexión como para los de abducción/aducción, presentando una relación proporcional entre la fuerza de entrada (proveniente del paciente) y la fuerza de respuesta del sistema debido al control de impedancias.

- Fuerza de entrada = 5 N → Fuerza de reacción $\approx$ 3N
- Fuerza de entrada = 20 N → Fuerza de reacción $\approx$ 12 N
- Fuerza de entrada = 40 N → Fuerza de reacción $\approx$ 28 N

Este patrón evidencia que los controles de impedancia permiten una interacción similar para cada grado de libertad, de forma segura para el usuario y ajustándose dinámicamente a la magnitud de las fuerzas aplicadas, por lo que la elección del control adecuado se puede basar en el consumo de energía en el sistema, es decir, se elige el controlador que demande menos esfuerzo en la máquina al emplear cualquiera de los movimientos posibles.

Ya que el mecanismo permite trabajar cada eje de forma independiente, se asigna un control de impedancia para cada dirección. Para el eje vertical que permite los movimientos dorsi/plantarflexión, que únicamente soporta la fuerza del pie del paciente, se considera la aplicación de un controlador H-Z. Esto ya que a partir de las gráficas presentadas en la sección 6.2, este controlador demostró la mejor eficiencia con relación al consumo de energía cinética. Sin embargo, se debe considerar sus retrocesos rápidos, especialmente cuando se aplican fuerzas de magnitud baja, ya que podrían ser incómodos o incluso perjudiciales para el paciente. En adición, el controlador W puede ser una segunda alternativa adecuada debido a la similitud de su respuesta en comparación con el control H-Z.

Para el eje horizontal (abducción/aducción), el cual debe soportar el peso del propio eje, así como el eje vertical y el peso del pie del paciente, el controlador W se establece como la opción más adecuada. Esto se debe principalmente a su bajo consumo de energía cinética en comparación con el control H-Z y P-W. Aunque las diferencias de su desempeño con el resto de controles no es grande, la elección del control W justifica un equilibrio entre bajo consumo de energía y respuestas adecuadas (seguras) que son necesarias para desarrollar un proceso de terapia.

6.3. Resultados de las pruebas físicas

6.3.1. Prueba de rango mínimo en abducción-aducción-dorsiflexión-plantarflexión

Para la prueba no.1, en la Figura 6. 15 se muestra la secuencia de movimientos desempeñadas por un sujeto de prueba con la finalidad de evaluar la funcionabilidad básica del sistema mediante condiciones controladas. El sujeto trabajo en el nivel 1 del mecanismo, requiriendo de una fuerza de 20 N para generar movimiento angular y alcanzar un valor límite de desplazamiento de $5^{\circ} \pm 1^{\circ}$. Esta prueba tuvo una duración de 30 segundo, de los cuales el usuario aplico una fuerza continua en el intervalo entre los segundos 10 y 20.



Figura 6. 15: Secuencia de movimientos respectiva para la prueba no.1.

La Figura 6. 16 muestra las tres principales respuestas obtenidas en la prueba no.1: las posiciones angulares del mecanismo (izquierda), la fuerza aplicada por el sujeto (centro) y la fuerza de respuesta del control de impedancia (derecha). En las gráficas presentadas en la Figura 6. 16c, 6.16f, 6.16i y 6.16l, se aprecia que, ante una fuerza aplicada por el paciente de aproximadamente 35 N hasta alcanzar un límite de $5^{\circ} \pm 1^{\circ}$, el sistema responde con una fuerza de control cercano a los 25N. Esto denota el comportamiento del control de impedancia, el cual limita el desplazamiento del sistema a partir de una fuerza de respuesta (menor). Este funcionamiento permite que la máquina actúe como un resorte que establece un límite y a su vez, cuando la fuerza del paciente se deja de aplicar, este regresa a su posición original.

En este sentido, la variable de entrada corresponde a la fuerza ejercida por el paciente a través de los sensores de fuerza FSR y que provoca un desplazamiento en la máquina. Por otro lado, si bien no se representa explícitamente un error clásico de control (de posición), este puede interpretarse como la diferencia entre la fuerza aplicada por el paciente y la fuerza de reacción del sistema (señal de control), lo cual permite analizar la asistencia y oposición del sistema en función del control de impedancia utilizado.

Regresando al ejemplo en la Figura 6.16b, el paciente aplica una fuerza de 35 N, mientras que la fuerza de respuesta por parte del control es de 25 N (véase la Figura 6.16c). El error se calcula haciendo la resta entre la fuerza del paciente menos la fuerza de respuesta del sistema, por lo que el error es de 10 N. Esto representa la fuerza adicional que el paciente tiene que ejercer por encima de la reacción del mecanismo, reflejando el nivel de asistencia (o resistencia) con el control de impedancia, es decir, un error positivo indica que el sistema tiene una asistencia baja y viceversa.

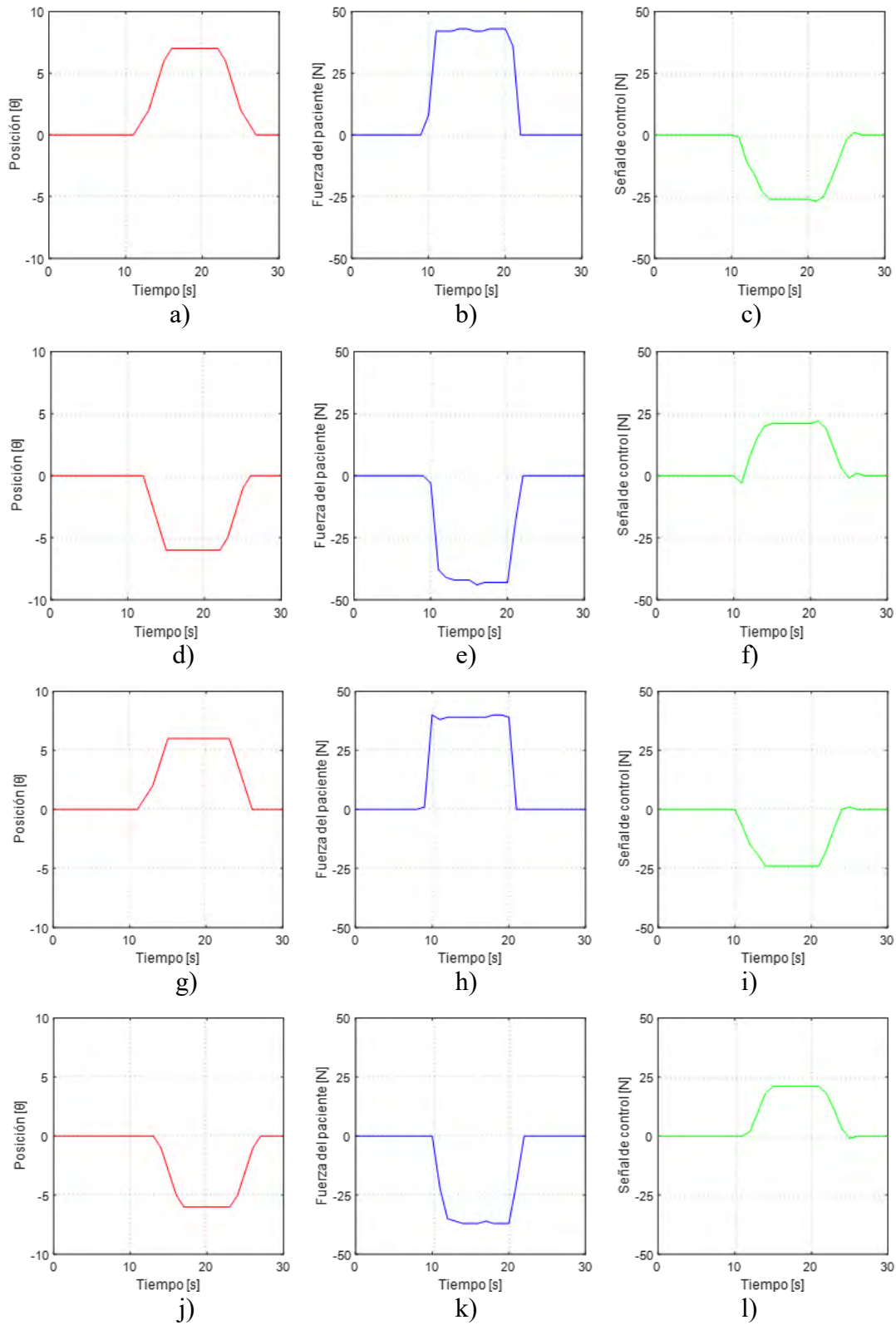


Figura 6. 16: Respuestas del sistema referentes a la secuencia de movimientos de la prueba no.1 mostrando la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha). a)-c) movimiento de abducción, d)-f) movimiento de aducción, g)-i) movimiento de dorsiflexión y j)-l) movimiento de plantarflexión.

6.3.2. Prueba de limitación con cada nivel del mecanismo

En la Figura 6. 17 se muestran las secuencias de movimiento correspondientes a la prueba no. 2, cuyo objetivo de evaluar el mecanismo frente a los diferentes niveles de dificultad establecidos en la Tabla 5. 7 (con tres niveles en total). Las pruebas tienen una duración de 30 segundos, en la que el sujeto aplica una fuerza aproximada de 20, 30 y 40 N al pasar 10 segundos y mantiene esa fuerza durante 10 segundos más. Durante esta interacción, se realizan tres ciclos de prueba para los movimientos de dorsiflexión y plantarflexión. En esencia, a medida que avanza el nivel de juego, la fuerza que requiere el sujeto será mayor y el límite de desplazamiento angular cambiará gradualmente de $5^{\circ} \pm 1^{\circ}$, $10^{\circ} \pm 1^{\circ}$ hasta $15^{\circ} \pm 2^{\circ}$.



Figura 6. 17: Secuencia de movimientos respectiva para la prueba no.2.

En la Figura 6.18 se muestran los resultados para la prueba no.2: las posiciones del mecanismo (izquierda), fuerzas aplicadas por el sujeto (centro) y la fuerza de respuesta del sistema (derecha). Como se observa en la Figura 6. 18a y Figura 6. 18d, a pesar de que la fuerza del usuario solo se establece durante 10 s, la posición de la máquina no regresa rápidamente, sino que se mueve de forma más lenta mientras el desplazamiento es mayor. Esto se debe principalmente a la respuesta del control de impedancia, el cual genera una fuerza contraria a la fuerza aplicada por el paciente para evitar superar el límite de desplazamiento establecido (véase en la Figura 6. 18c y Figura 6. 18f). Aunado a esto, las ganancias sintonizadas en el capítulo 5 ($M_p = 1.5$ kg, $B_p = 0.01$ Ns/m, $K_p = 0.001$ N/m) permiten que la respuesta se ajuste tanto al desplazamiento angular de la máquina, como a la fuerza ejercida por el sujeto. Adicionalmente, en la Figura 6. 18b y Figura 6. 18e se observa que la fuerza aplicada por el sujeto en cada ciclo de prueba presenta ligeras variaciones entre sí. Esto se debe principalmente a que se ejerció la máxima fuerza posible en cada movimiento desarrollado.

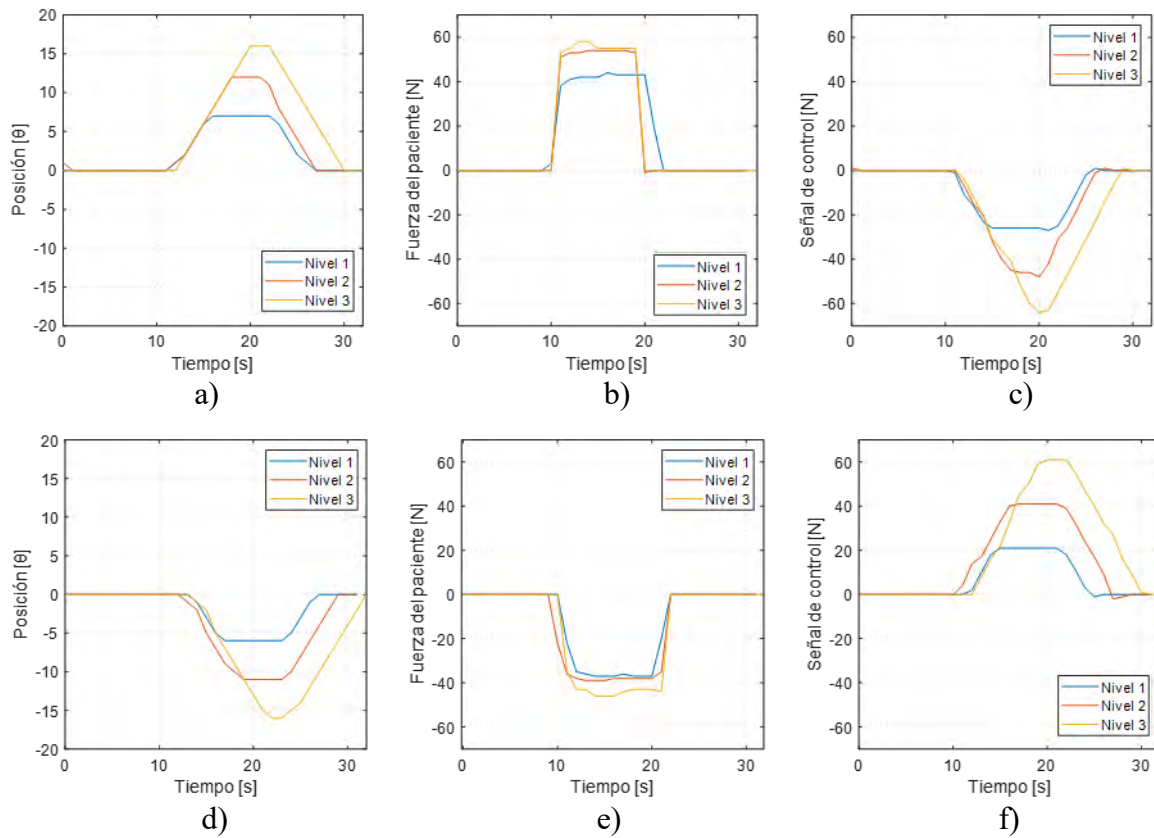


Figura 6. 18: Respuestas del sistema para cada nivel de fuerza referentes a la secuencia de movimientos de la prueba no.2, mostrando la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha). a)-c) movimiento de dorsiflexión, d)-f) movimiento de plantarflexión.

6.3.3. Pruebas con niveles de dificultad

En la Figura 6. 19 se muestra la secuencia de movimientos realizada por tres sujetos de prueba para desarrollar las pruebas no. 3, 4 y 5. Cada prueba tuvo una duración de 60 segundos, donde los participantes parten de un estado de reposo y posteriormente ejercen la fuerza necesaria para mover el dispositivo en un intervalo de tiempo entre los 20 y 40 segundos. Cada sujeto realizó tres interacciones por cada nivel de dificultad y para cada tipo de movimiento (dorsi/plantarflexión y abducción/aducción) con un total de 12 ciclos de prueba por sujeto. Los resultados se analizaron en función al nivel de dificultad, donde los límites de fuerza (20, 30 y 40 N) y desplazamientos angulares ($5^{\circ} \pm 1^{\circ}$, $10^{\circ} \pm 2^{\circ}$ y $15^{\circ} \pm 3^{\circ}$) están establecidos en la Tabla 5. 7 dentro del capítulo 5.

En la Figura 6. 20, Figura 6. 21 y Figura 6. 22 se muestran en general, las posiciones del mecanismo, las fuerzas aplicadas por el sujeto y las señales de control de impedancia (fuerza de respuesta) para las pruebas no. 3, 4 y 5 en los niveles de dificultad 1, 2 y 3 respectivamente. Estos resultados muestran un evidente aumento en la dificultad de cada ciclo de prueba para la magnitud de la fuerza requerida por el usuario y la fuerza de respuesta obtenida por el control de impedancia, lo que indica que los sujetos participaron activamente en un proceso terapéutico adecuado. A continuación, se describe los resultados para cada prueba realizada.



Figura 6. 19: Posición del paciente en estado de reposo (sección blanca) y secuencia de movimientos para las pruebas no. 3 (sección verde), no. 4 (sección amarilla) y no. 5 (sección naranja).

Para la prueba no. 3 (véase en la Figura 6. 20) y nivel 1 de dificultad, se trabaja con un límite de desplazamiento de $5^{\circ} \pm 1^{\circ}$ y una fuerza necesaria de 20 N para ejecutar cualquier movimiento del tobillo. En este caso, las Figuras 6.20b, 6.20e, 6.20h y 6.20k demuestran que los tres sujetos lograron aplicar fuerzas superiores a la establecida, con aproximadamente 32 N para el movimiento de dorsiflexión y aproximadamente 38 N para el resto de movimientos. Esto se debe a que la fuerza necesaria para generar un movimiento es muy pequeña, lo que es beneficioso para pacientes con lesión. Adicionalmente, las Figuras 6.20a, 6.20d, 6.20g y

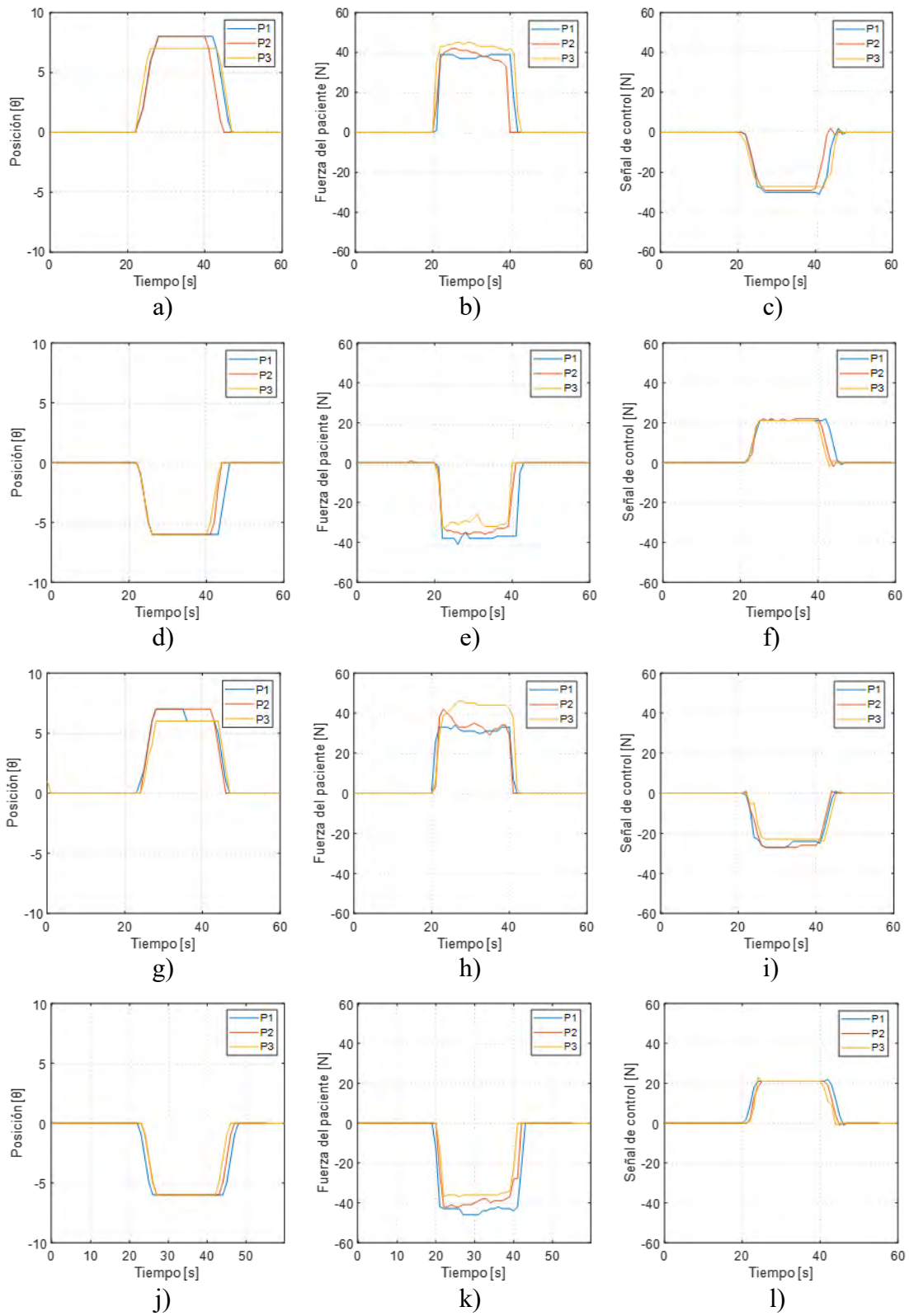


Figura 6. 20: Respuestas del sistema para el nivel 1 referentes a la secuencia de movimientos de la prueba no .3 con la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha). a)-c) movimiento de abducción, d)-f) movimiento de aducción, g)-i) movimiento de dorsiflexión y j)-l) movimiento de plantarflexión.

6.20j, muestran que la máquina se desplazó correctamente dentro del rango esperado de $\pm 1^\circ$ para cada ciclo de prueba, excepto en los movimientos de abducción (Figura 6.20a) y dorsiflexión (Figura 6.20j), donde el mecanismo se desplazó cerca de los 8° . Esto puede deberse a un error de lectura en los encoders (sensores de posición) de los motores, no obstante, este efecto se debe considerar a profundidad al desarrollar pruebas con personas lesionadas, ya que puede convertirse en un riesgo.

En cuanto a la fuerza de respuesta obtenida a partir del control de impedancia (señal de control), las Figuras 6.20c, 6.20f, 6.20i y 6.20l muestran un comportamiento similar entre sí, en el que el sistema responde con una fuerza de aproximadamente 20 N a fuerzas entre 32 y 38 N, para todos los movimientos y ciclos de prueba. De esta forma, el error entre la fuerza aplicada por los pacientes y la fuerza de respuesta en el sistema es, en promedio, cercano a los 15 N, lo que indica que la asistencia para el nivel 1 de dificultad es baja. En otras palabras, el mecanismo no requiere de grandes fuerzas para responder al paciente, considerando que tanto el desplazamiento generado y la fuerza necesaria son pequeñas o alcanzables.

Para la prueba no. 4, utilizando el Nivel 2 de dificultad (véase en la Figura 6. 21), el desplazamiento permitido es más amplio, con un rango de $10^\circ \pm 2^\circ$, y la fuerza requerida por parte del paciente es de 30 N. Esto representa un elemento desafiante para los sujetos de prueba, ya que deben mantener una fuerza mayor durante 10 segundos, con un desplazamiento más amplio en comparación al nivel 1 de dificultad. A pesar de ello, en las Figuras 6.21b, 6.21e, 6.21h y 6.21k se observa que los sujetos no tuvieron inconvenientes para alcanzar la fuerza establecida, ya que en la mayoría de ciclos de prueba lograron mantener una fuerza aproximada de 40 N.

Aunado a ello, a partir de las Figuras 6.21a, 6.21d, 6.21g y 6.21j se visualiza un correcto desplazamiento del mecanismo para cada movimiento del rehabilitador y cada ciclo de prueba entrando en el rango de $\pm 2^\circ$. En el caso del primer sujeto (P1), el desplazamiento para el movimiento de dorsiflexión rebasa el rango esperado con 13° (véase la Figura 6.21g), sin embargo, solo se manifestó como un caso aislado y no representa mayor problema.

Para la señal de control de la prueba no. 4, las Figuras 6.21c y 6.21i representan una fuerza de respuesta en el mecanismo de aproximadamente 44 N para los movimientos de abducción y dorsiflexión, mientras que las Figuras 6.21f y 6.21l muestran un resultado cercano a los 40 N para aducción y plantarflexión. Considerando que la fuerza promedio ejercida por los sujetos es de 40 N, el error de la fuerza es cercano a 0, lo que refleja que el nivel de asistencia dada por el mecanismo es alto, puesto que el sistema está generando una fuerza igual a la que está generando el paciente. Adicionalmente, se dice que los límites para este nivel de dificultad todavía son alcanzables para los sujetos de prueba.

Por último, para la prueba no.5 con el nivel 3 de dificultad (véase en la Figura 6. 22), se representa una etapa avanzada en la terapia donde la capacidad del paciente como del sistema de control se vuelven más exigentes. Para este nivel, el desplazamiento angular máximo es de $15^\circ \pm 2^\circ$ para cada movimiento y la fuerza requerida es de 40 N. Esto se puede ver en las Figuras 6.22b, 6. 22e, 6. 22h y 6. 22k, donde se destaca la dificultad de los sujetos de prueba para mantener una fuerza constante de 40 N durante 10 segundos, lo cual es generado por un desplazamiento grande, que permite un movimiento natural del tobillo poco habitual.

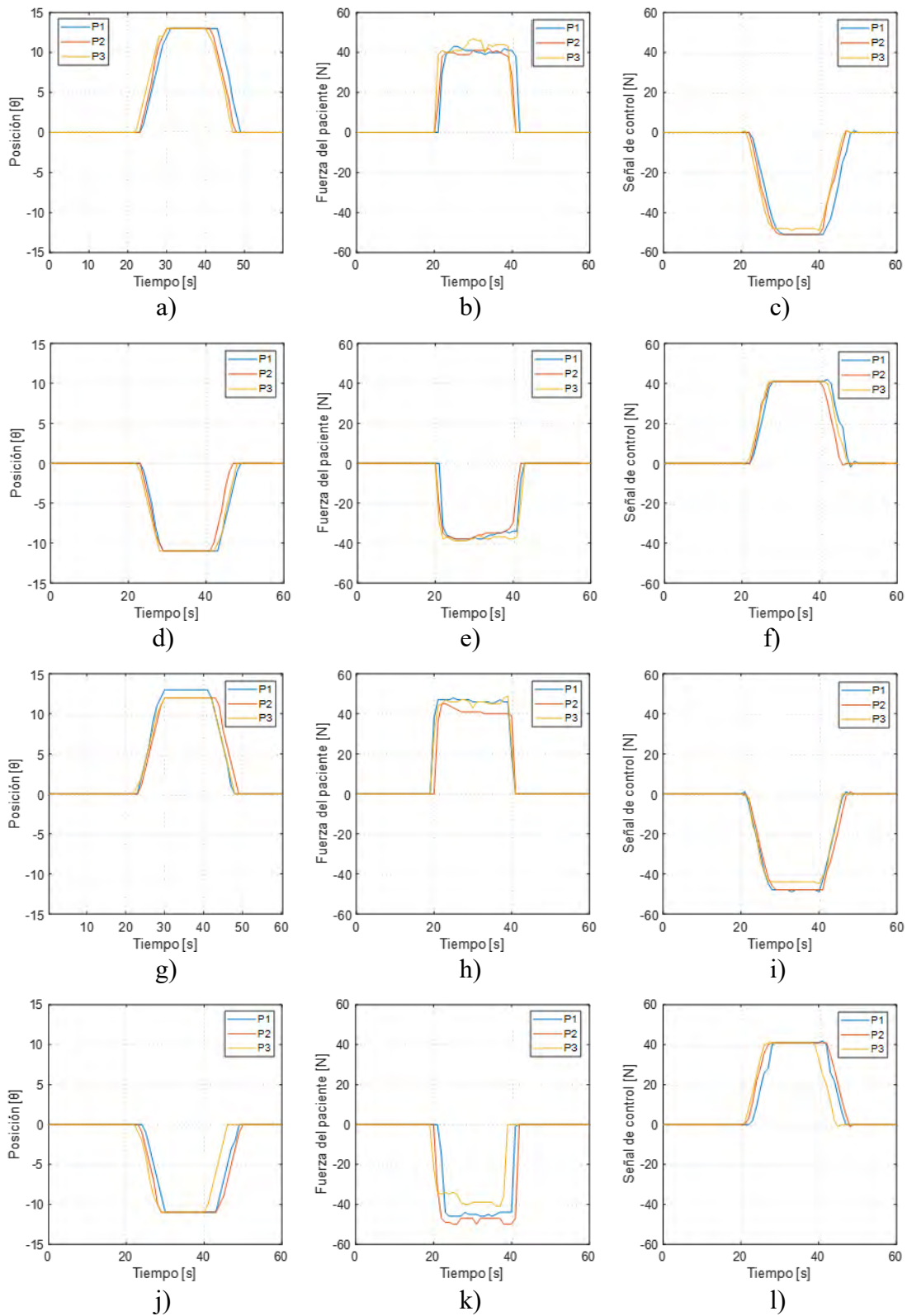


Figura 6. 21: Respuestas del sistema para el nivel 2 referentes a la secuencia de movimientos de la prueba no. 4 con la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha). a)-c) movimiento de abducción, d)-f) movimiento de aducción, g)-i) movimiento de dorsiflexión y j)-l) movimiento de plantarflexión.

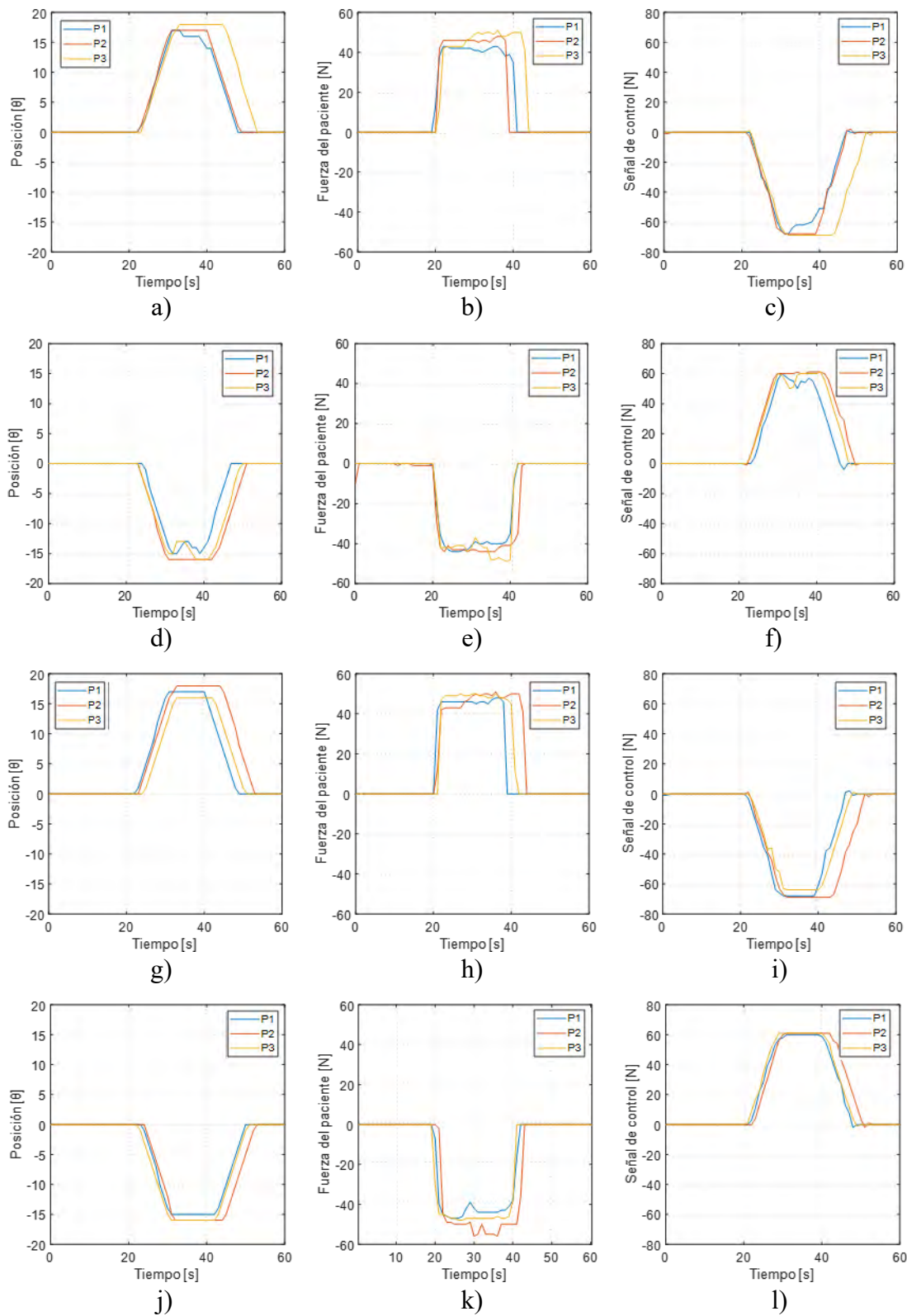


Figura 6. 22: Respuestas del sistema para el nivel 3 referentes a la secuencia de movimientos de la prueba no. 5 con la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha). a)-c) movimiento de abducción, d)-f) movimiento de aducción, g)-i) movimiento de dorsiflexión y j)-l) movimiento de plantarflexión.

Por otro lado, las Figuras 6.22a, 6. 22d, 6. 22g y 6. 22j muestran un desplazamiento dentro del rango de $\pm 2^\circ$ para cada participante y cada ciclo de prueba. Al igual que la prueba no. 4, en la prueba no. 5, existen casos aislados en donde los participantes presentan desplazamientos fuera del rango establecido. Esto puede verse con el movimiento de abducción para el sujeto P3 (véase la Figura 6.21a) y con el movimiento de dorsiflexión para el sujeto P2 (véase la Figura 6.21g), llegando a un valor cerca de los 18° . Físicamente, los casos anteriores no presentaron ningún problema mayor, no obstante, se recomienda precaución con pacientes lesionados.

En el caso de la señal de control, el sistema respondió en todos los ciclos de prueba con valores aproximados a 60 N (véase las Figuras 6.22c, 6. 22f, 6. 22i y 6. 22l) para una fuerza promedio de 40 N aplicada por los participantes. Al obtener el error entre la fuerza aplicada y la fuerza de respuesta, el resultado es un error de -20N, lo que indica que existe una asistencia demasiado grande por parte del sistema, ya que se genera una fuerza mayor a la requerida. Esto aumenta en nivel de exigencia física en el paciente, pero cobra sentido al trabajar con una rehabilitación activa que busca un progreso físico.

El desarrollo de las pruebas no. 3, 4 y 5 evidencia el funcionamiento del sistema a través de tres niveles de dificultad, los cuales incrementan progresivamente la exigencia física que requiere el paciente para ejecutar los distintos movimientos en la máquina de rehabilitación. Estos niveles presentan diferentes límites de desplazamiento y fuerzas de reacción que impactan directamente en el grado de asistencia proporcionada.

Como punto adicional, en la mayoría de las pruebas se observa un desfase entre la posición angular del mecanismo y la fuerza de respuesta en relación con la fuerza aplicada por el paciente. Este desfase representa el tiempo que le toma al paciente emplear la fuerza requerida por el nivel de dificultad, es decir, en el nivel 1 se requieren de 20 N para desarrollar cualquier movimiento, por lo que el desfase representa el tiempo que necesita el paciente para emplear esa fuerza.

6.4. Resultados de las pruebas experimentales aplicando el juego serio

6.4.1. Respuesta para el Nivel 1 del juego serio

En la prueba no. 6 (Véase en la Figura 6. 23), se muestra el entorno utilizado para llevar a cabo la validación del juego serio. Esta tiene como objetivo demostrar las diferentes interacciones del paciente mientras intenta superar algún nivel del juego serio, así como de verificar el comportamiento del sistema durante esta actividad.

En esta etapa, dos sujetos de prueba interactúan activamente con el primer nivel del juego, mientras el mecanismo opera en el Nivel 1 de dificultad (con límite de desplazamiento de $\pm 5^\circ \pm 1^\circ$ y una fuerza requerida de 20N) durante un lapso aproximado de 6 minutos (tiempo estimado para completar el nivel). Al finalizar el tiempo, se analiza la respuesta del sistema de rehabilitación y de los sujetos, comparando los resultados con los datos de la Tabla 5. 8, la cual presenta una estimación promedio del número de interacciones que debe realizar cada sujeto para finalizar un nivel. En términos de funcionamiento para la máquina, se define cuantos movimientos de abducción/aducción y dorsiflexión/plantarflexión deben emplearse.

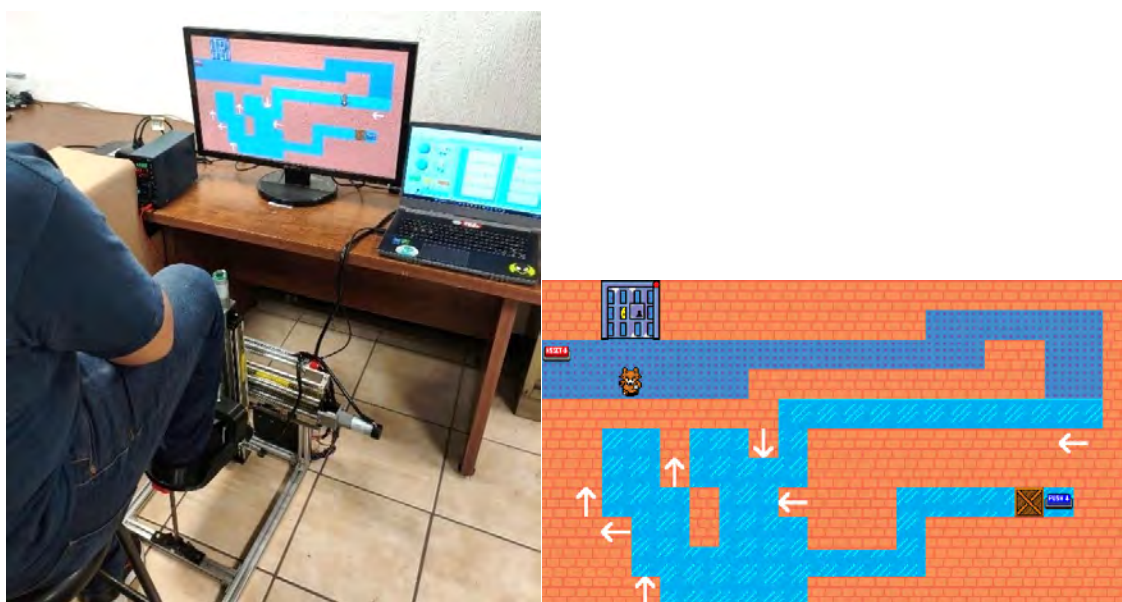


Figura 6. 23: Entorno para el desarrollo de prueba experimental no. 6 en el Nivel 1 del juego serio.

En la Figura 6. 24 se muestran las respuestas de posición angular en la máquina de rehabilitación (izquierda), la fuerza del paciente (centro) y la señal de control generada por el controlador de impedancia (derecha), correspondientes a los ciclos de prueba o movimientos ejecutados en la prueba no.6. En este sentido, las Figuras 6.24b y 6.24e representa la fuerza aplicada por el primer sujeto de prueba y, por ende, el número de interacciones realizadas en la máquina, correspondientes a los movimientos de dorsiflexión/plantarflexión y abducción/aducción, respectivamente. En este caso, una fuerza mayor a cero indica un movimiento de dorsiflexión o abducción, mientras que las fuerzas menores a cero representan un movimiento de plantarflexión o aducción. Solo se considera interacción valida cuando la fuerza supera el límite establecido que en este caso es de ± 20 N.

Con lo anterior, se puede observar que el primer sujeto de prueba (véase las Figuras 6.24b y 6.24e) emplea aproximadamente 10 movimientos de dorsiflexión y 8 de plantarflexión con una fuerza promedio cerca de los ± 30 N, así como 9 movimientos de abducción y 7 de aducción con una fuerza de promedio de ± 24 N. De manera similar, el segundo sujeto (véase las Figuras 6.24h y 6.24k) realizó alrededor de 10 movimientos de dorsiflexión y 8 de plantarflexión con una fuerza estimada de ± 40 N, así como 8 de abducción y 9 aducción con una fuerza aproximada de ± 30 N. Cabe recalcar, que el número de interacciones concuerda con las interacciones estimadas en el juego serio a partir de la Tabla 5. 8

En cuanto a los desplazamientos angulares de la máquina, las Figuras 6.24a, 6.24d, 6.24g y 6.24j demuestran que cada interacción realizada por los sujetos de prueba genera un desplazamiento dentro del rango de $\pm 5^\circ$ con una tolerancia de $\pm 2^\circ$, conforme a lo establecido por el Nivel 1 de dificultad. Esto evidencia una interacción efectiva entre el sistema de rehabilitación y el usuario, al implementar movimientos simples y fáciles de conseguir.

Por último, en las Figuras 6.24c, 6.24f, 6.24i y 6.24l se observan las fuerzas de respuesta de la máquina a partir del control de impedancia para cada interacción realizada, en el cual se ejerce una fuerza cerca de 20 N para el movimiento de dorsiflexión y abducción, así como -

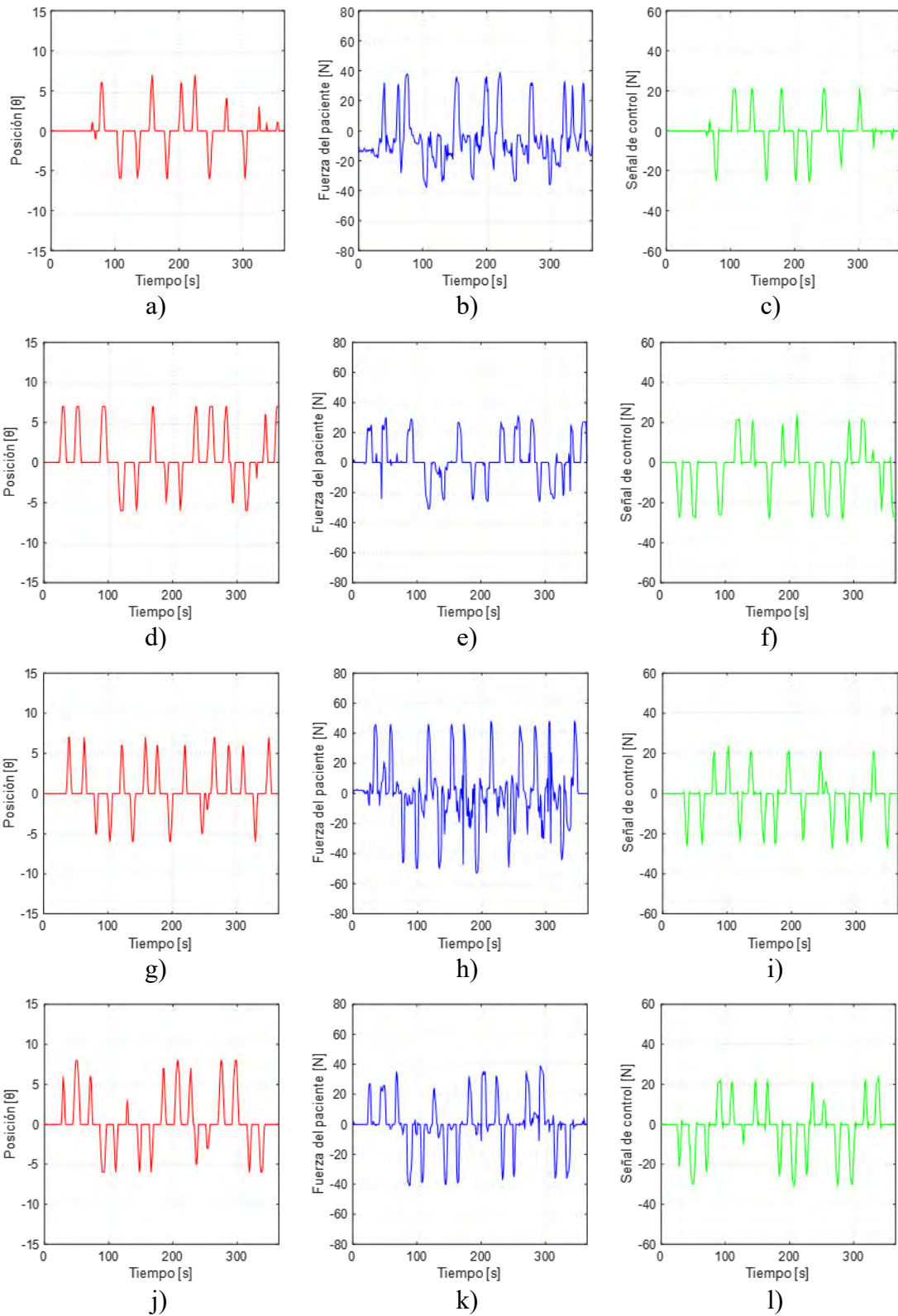


Figura 6. 24: Respuestas del sistema para el nivel 1 del juego como prueba no. 6 mostrando la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha). a)-c) movimiento de dorsi/plantarflexión del sujeto 1, d)-f) movimiento de abducción/aducción del sujeto 1, g)-i) movimiento de dorsi/plantarflexión del sujeto 2 y j)-l) movimiento de abducción/aducción del sujeto 2.

una fuerza aproximada de -25 N para movimientos de plantarflexión y aducción, que aplican para los dos sujetos de prueba. Esto quiere decir que el control de impedancia responde adecuadamente de manera inversa a la posición del mecanismo y de manera proporcional a la fuerza. En otras palabras, si se obtiene el error entre la fuerza aplicada por el paciente y la fuerza de reacción del control de impedancia, los resultados aproximados son los siguientes:

- Sujeto 1: Dorsi/Plantarflexión → Error ≈ 10 N
- Sujeto 1: Abducción/Aducción → Error ≈ 5 N
- Sujeto 2: Dorsi/Plantarflexión → Error ≈ 20 N
- Sujeto 2: Abducción/Aducción → Error ≈ 10 N

Estos datos indican que los sujetos están ejerciendo una fuerza adicional por encima de la respuesta del mecanismo, por lo que el nivel de asistencia es bajo, ya que no se requieren de grandes fuerzas para responder al paciente. En parte esto se debe a que los desplazamientos y fuerzas necesarias para realizar movimientos son pequeños y fáciles de lograr.

6.4.2. Respuesta para el Nivel 2 del juego serio

La Figura 6. 25 representa el entorno y el nivel del juego utilizados en la prueba no.7. Durante esta sesión, con una duración aproximada de 6 minutos (tiempo estimado para completar el nivel de juego), dos sujetos de prueba interactuaron con el nivel 3 del juego serio, mientras el sistema operaba en el Nivel 2 de dificultad, lo que demuestra la posibilidad de combinar distintos niveles de juego con niveles de operación. Debido a esta configuración, se requiere que el paciente ejerza una fuerza de 30 N para realizar cualquier movimiento, con un límite de $\pm 10^\circ$ y una tolerancia de $\pm 2^\circ$, lo que incrementa la exigencia física en comparación a la prueba no.6. Esta prueba tiene como finalidad evaluar la dificultad o facilidad de un usuario para desarrollar movimientos mientras la terapia incrementa

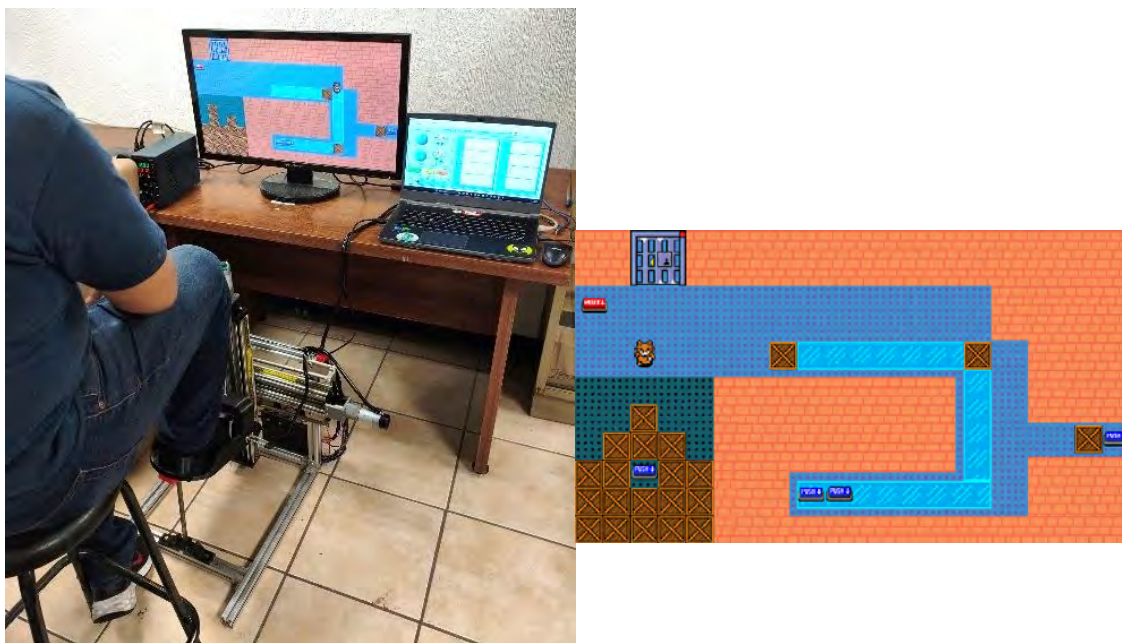


Figura 6. 25: Entorno para el desarrollo de prueba experimental no. 7 en el Nivel 3 del juego serio.

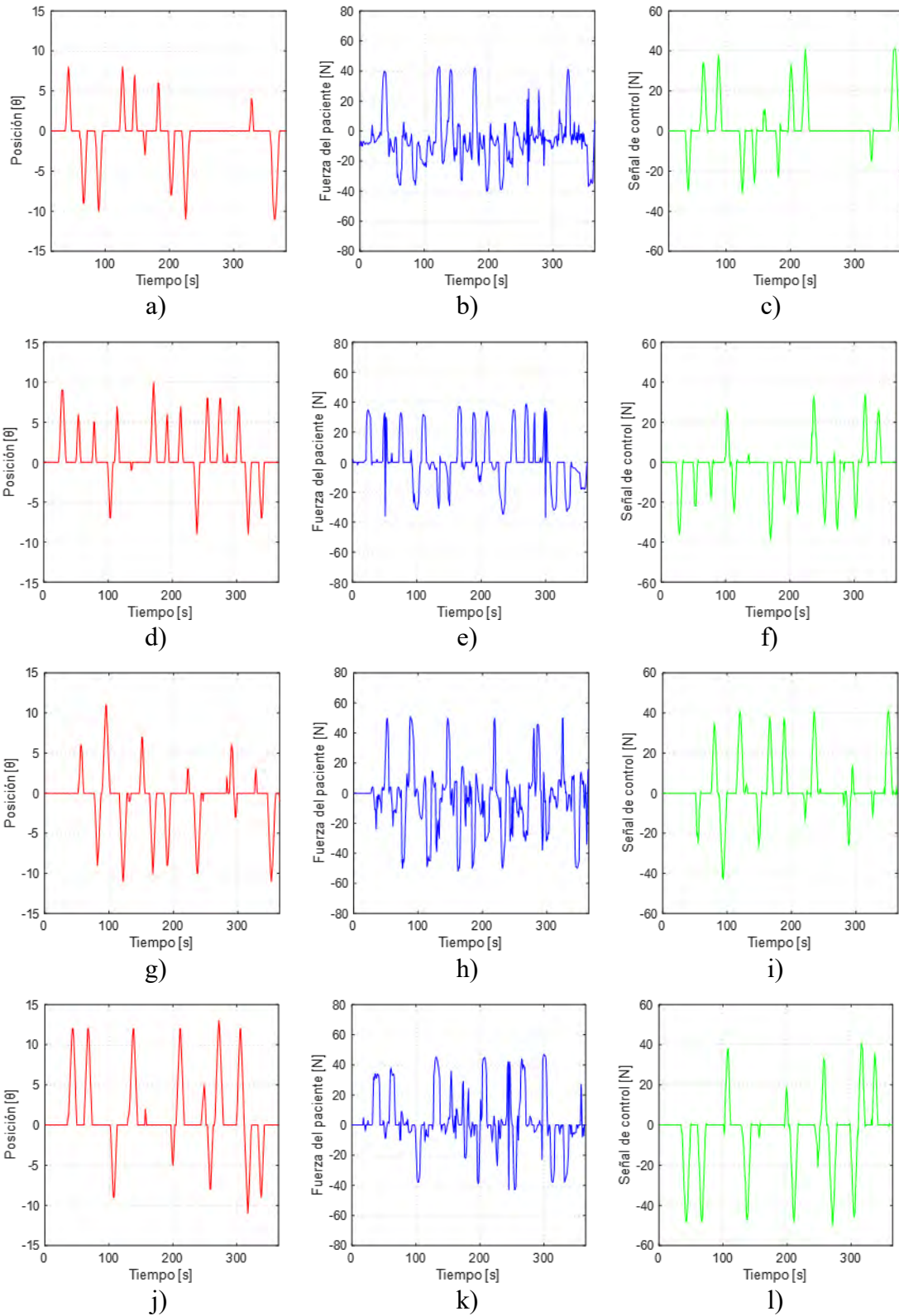


Figura 6. 26: Respuestas del sistema para el nivel 2 del juego como prueba no. 7 mostrando la posición de la máquina (izquierda), fuerza del paciente (centro) y la señal de control (derecha). a)-c) movimiento de dorsi/plantarflexión del sujeto 1, d)-f) movimiento de abducción/aducción del sujeto 1, g)-i) movimiento de dorsi/plantarflexión del sujeto 2 y j)-l) movimiento de abducción/aducción del sujeto 2.

En la Figura 6. 26 se muestran las respuestas de posición angular en la máquina de rehabilitación (izquierda), la fuerza aplicada por el paciente (centro) y la señal de control generada por el controlador de impedancia (derecha), correspondientes a los movimientos ejecutados en la prueba no.7. A partir de las Figuras 6.26b, 6.26e, 6.24h y 6.24k se pueden observar las diferentes interacciones realizadas por ambos sujetos durante los movimientos de dorsi/plantarflexión y abducción/aducción, mediante la aplicación de diferentes fuerzas. Al igual que en la prueba no. 6, cuando una fuerza aplicada es mayor a cero indica un movimiento de dorsiflexión o abducción, mientras que fuerzas menores a cero representan un movimiento de plantarflexión o aducción. Solo se considera interacción valida cuando la fuerza supera el límite establecido que en este caso es de ± 30 N.

Partiendo del párrafo anterior, en las Figuras 6.26b y 6.26e se observa que el primer sujeto interactuó con el juego serio, realizando alrededor de 6 movimientos de dorsiflexión y 7 movimientos de plantarflexión con una fuerza promedio de ± 40 N, así como 11 movimientos de abducción y 8 movimientos de aducción con una fuerza aproximada de ± 38 N. Para el segundo sujeto, las Figuras 6.26h y 6.26k muestran una interacción de aproximadamente 6 movimientos de dorsiflexión y 10 movimientos de plantarflexión con una fuerza aplicada cerca de los ± 45 N, así como 8 movimientos de abducción y 6 movimientos de aducción con una fuerza de ± 40 N. Cada movimiento está dentro del rango de fuerza requerida por el nivel de dificultad y dentro del rango de interacciones estimadas para el nivel del juego, mostradas en la Tabla 5.8 del capítulo 5.

Las Figuras 6.26a, 6.26d, 6.26g y 6.26j permiten verificar que los desplazamientos en el mecanismo se encuentran dentro del rango de $\pm 10^\circ$ con una tolerancia de $\pm 2^\circ$, conforme a lo establecido por el Nivel 2 de dificultad. En cambio, las Figuras 6.26c, 6.26f, 6.26i y 6.26l muestran las fuerzas de respuesta a partir del control de impedancia, donde se ejerce una fuerza aproximada para ambos sujetos de ± 35 N en movimientos de dorsiflexión, ± 25 N en plantarflexión, ± 30 N en abducción y ± 40 N en aducción. Esto quiere decir que el control trabaja de forma adecuada respondiendo con una fuerza inversamente proporcional a la aplicada por los sujetos, incluso con los movimientos inconsistentes. Obteniendo el error entre la fuerza aplicada por los pacientes y la fuerza de respuesta del control de impedancia obtenemos lo siguiente:

- Sujeto 1: Dorsi/Plantarflexión $\rightarrow$ Error ≈ 5 N
- Sujeto 1: Abducción/Aducción $\rightarrow$ Error ≈ 8 N
- Sujeto 2: Dorsi/Plantarflexión $\rightarrow$ Error ≈ 15 N
- Sujeto 2: Abducción/Aducción $\rightarrow$ Error ≈ 0 N

De lo anterior se puede comentar que el nivel de exigencia física en esta prueba aumenta en relación a la prueba no. 6. Esto debido a que el valor de los errores de fuerza disminuyó, indicando que la máquina requiere de fuerzas más grandes para responder al paciente, pero aún no llegan a igualarse, exceptuando los movimientos de abducción/aducción para el sujeto 2. En este caso, al tener un error de fuerza igual a cero, el nivel de asistencia en el mecanismo es mayor y se puede deber a diferentes factores, entre ellos: la comodidad del paciente al efectuar los movimientos, su adaptación ante desplazamientos más grandes, entre otros. No obstante, se nota el incremento que puede permitir una progresión adecuada en la terapia.

6.4.2.1.Comentarios adicionales acerca del juego serio

Como un comentario adicional, se puede asegurar que los sujetos de prueba mantenían la mirada en el videojuego durante todo el tiempo de ejecución para las pruebas no. 6 y no. 7 (véase en la Figura 5. 20). Esto significa que se cumple el objetivo de mantener concentrado al paciente durante todo el proceso de terapia con una herramienta visual como lo es el juego serio. Aunado a ello, si el diseño de niveles está bien establecido, este podría funcionar como una guía indirecta que le indica al paciente que acción o dirección tomar.

6.5. Discusión y conclusiones de los resultados

Como primera actividad en la sección 6.1, se desarrollaron simulaciones para definir el comportamiento de la máquina de rehabilitación, implementando un control PID con seguimiento de trayectorias y obteniendo un movimiento suave, pero con la aparición de ruido por contacto mecánico en el prototipo virtual. Esto se solucionó adaptando un polinomio de Bézier que aumentaba la suavidad en los movimientos empleados y, a su vez, añadía definición a las respuestas. No obstante, al buscar la implementación de una terapia de tipo activa que demande esfuerzo por parte del paciente, fue necesario la búsqueda de un control diferente que reaccione a fuerzas externas, optando por la integración de un control de impedancia.

En la sección 6.2 se desarrolló una comparación de distintos controladores de impedancia propuestos en la literatura y adaptados en el prototipo virtual de la máquina de rehabilitación para generar simulaciones. Las señales para comparar fueron: la posición de la máquina, la fuerza aplicada por el paciente, la señal de control y la energía cinética consumida por el sistema para cada grado de libertad. Después de un análisis, se propuso la aplicación del controlador de impedancia básico propuesto en [10], [69]. Esto, ya que el control demostró tener las respuestas más rápidas ante fuerzas externas, así como un consumo de E.C. bajo, es decir, demanda menos trabajo a la máquina para desarrollar un desplazamiento. Aunado a ello, los resultados demuestran que la modificación de los parámetros de impedancia puede afectar significativamente el comportamiento del mecanismo.

En la sección 0 y 6.4 se llevaron a cabo un total de 7 pruebas experimentales para la validación de la máquina de rehabilitación y el juego serio. La prueba no. 1 muestra el comportamiento del controlador de impedancia propuesto. Esto, mediante movimientos simples que requieren de una fuerza baja por parte del paciente, mientras que el desplazamiento angular alcanzado es de $5^{\circ} \pm 2^{\circ}$. Aquí, el controlador trabaja de forma eficiente con una fuerza inversamente proporcional a la aplicada por el paciente y proporcional al desplazamiento que desarrolla.

La prueba no. 2 es una prueba introductoria que muestra los niveles de operación en la máquina, permitiendo ajustar o adaptar los límites en el sistema. Ello, con la finalidad de incrementar la exigencia de la terapia y demandar más esfuerzo al paciente según se requiera.

Para demostrar el desempeño real del mecanismo para cada nivel de dificultad, se realizaron las pruebas no. 3, no. 4 y no. 5. Para ello, se contó con el apoyo de tres sujetos de prueba

completamente sanos, con un rango de edad entre los 25 y 27 años. Su participación se basó en la interacción con la máquina de rehabilitación en cada uno de sus niveles de operación (o dificultad). A lo largo de las tres pruebas se puede observar una evolución tanto en la participación del paciente como en la respuesta del sistema. En este caso, las gráficas confirman que el sistema responde correctamente al incremento de dificultad, mostrando:

- Un mayor esfuerzo por parte del paciente.
- Mayor demanda de control por parte del sistema.
- Desplazamientos que no superan los límites establecidos.

Por último, las pruebas no. 6 y no. 7 muestran el comportamiento del sistema después de sesiones de aproximadamente 6 minutos, en la que dos sujetos de prueba interactuaban con algunos niveles del juego serio y distintos niveles de operación en el mecanismo. Esto, obteniendo un panorama amplio, donde se puede supervisar la conducta del paciente, verificando movimientos inconsistentes o la dificultad del usuario para establecer una fuerza requerida, con la finalidad de adaptar el sistema para ofrecer una terapia más eficiente.

En conclusión, se ha demostrado experimentalmente la efectividad el sistema para adaptar distintos niveles de terapia al nivel de avance del usuario, característica fundamental para un proceso de rehabilitación personalizado o adaptativo. En este caso, la terapia también se puede generalizar para incluir un grupo limitado de personas, sin importar el tobillo que este lesionado (izquierdo o derecho). Aunado a ello, la implementación de un juego serio aumenta la concentración del paciente, haciéndolo que interactúe activamente y de forma más entretenida, convirtiéndolo así, en una buena herramienta visual de soporte para la rehabilitación de tobillo.

Capítulo 7

Conclusiones y aportaciones

En este trabajo de tesis se desarrolló un sistema de rehabilitación de tobillo el cual está enfocado principalmente al uso de un juego serio. Dicho sistema se conforma de tres partes: una máquina de rehabilitación, una ley de control y un videojuego. La máquina consta de 2 GDL para inducir cuatro tipos de movimientos básicos (abducción/aducción y dorsi/plantarflexión). Esta fue instrumentada con diversos sensores y motores que permiten interactuar con el paciente para desarrollar una rehabilitación de tipo activa. El comportamiento de la máquina de rehabilitación está gobernado por un control de impedancias, el cual reacciona a la fuerza ejercida por el paciente a través de su tobillo. Esto, implementando, además, una serie de restricciones para aumentar la intensidad de terapia por medio de una interfaz virtual. Por otro lado, se diseñó y creó un juego serio dependiendo de las características de nuestro sistema, usando un escenario amigable para los usuarios y con el objetivo de aumentar la concentración/motivación del paciente durante el proceso de terapia. Finalmente, el sistema de rehabilitación fue validado mediante sujetos de prueba, implementando diferentes intensidades de terapia y aplicando el uso del juego serio como interacción principal entre hombre-máquina.

7.1. Conclusiones

Se ha demostrado que es posible emplear un sistema de rehabilitación de tobillo que interactúe activamente con un juego serio, empleando movimientos de abducción/aducción y dorsi/plantarflexión. Ello, capaz de adaptarse a un rango amplio de tamaños de tobillos, así como de edades (por el uso del juego serio). La máquina de rehabilitación utilizada puede proporcionar movimientos suaves que pueden ser activados manualmente (ideal para etapas iniciales) o automáticamente, siguiendo restricciones en rangos de movimiento y fuerza para aumentar la seguridad del paciente en todo momento. Tanto los movimientos como la intensidad de la terapia se manipulan mediante control de impedancias.

Así mismo, se cumplieron los siguientes puntos y objetivos:

1. Se desarrolló una revisión del estado del arte para encontrar todos los sistemas de rehabilitación existentes con un objetivo similar al mostrado en este trabajo.
2. Se rediseñó e instrumentó la máquina de rehabilitación de tobillo de 2 GDL por medio de sensores y actuadores. Aunado a ello, se implementó un control manual y automático usando el software LabView y una tarjeta controladora myRIO de *National Instrument*.
3. Se seleccionó un software de desarrollo y se creó un juego serio con base al mecanismo de rehabilitación. Además de desarrollar pruebas experimentales para validar su operación.
4. Se implementó un control de impedancia que responde al comportamiento del sistema y del usuario. Esto, mediante tres niveles de operación que incrementan la terapia para todos los movimientos posibles en el mecanismo.
5. Se desarrolló una validación experimental del sistema de rehabilitación mediante pruebas con personas sanas.

7.2. Originalidad

El proyecto de investigación es innovador al incorporar un videojuego (juego serio) en un sistema de rehabilitación de tobillo de 2 GDL, con un control de impedancia para los movimientos de abducción/aducción y dorsiflexión/plantarflexión.

La implementación del control de impedancias para esta combinación de movimientos incrementa la complejidad en la programación, considerando el número de sensores y actuadores; lo que conduce a un sistema mecatrónico que facilita una terapia interactiva entre el usuario y el juego serio sin poner en riesgo la seguridad de este.

7.3. Aportaciones

A continuación, se hace un listado de las aportaciones previstas para este trabajo de tesis:

1. En el área de ingeniería mecatrónica, se desarrolló el rediseño en diferentes partes del mecanismo de 2 GDL para instrumentarlo con sensores y actuadores. Esto permitió desarrollar movimientos de abducción/aducción y dorsiflexión/plantarflexión (y combinaciones) de manera funcional e interactiva con el paciente. Además, se generó una interfaz virtual para manipular manualmente el dispositivo, así como de forma automática aplicando restricciones de movimiento y fuerza que aseguran la integridad del usuario y a su vez, permite una terapia ajustable.

2. En el área de computación, se diseñó y programó un juego serio (videojuego) en dos dimensiones desde cero, el cual tiene como objetivo principal aumentar la concentración y motivación de los pacientes, obteniendo información de la máquina con la que interactúan. En este contexto, se diseñó y programó el juego serio en función de las especificaciones de la máquina para simplificar la comprensión de la jugabilidad y así incrementar la eficiencia en el proceso de terapia.
3. En el área de control, se empleó un controlador de impedancias en el mecanismo de rehabilitación mejorando la interactividad con el paciente. El control permite ajustar el comportamiento de la máquina ante perturbaciones, posiciones no deseadas, o la fuerza aplicada por el paciente. Esto es una ventaja para el personal clínico ya que no es necesario ajustar ninguna ganancia y, a su vez, es posible ajustar parámetros como límites de movimiento (posición) y la fuerza que debe aplicar el paciente (restricciones). Además, se menciona que la aportación principal es la aplicación del control de impedancia a un mecanismo de 2 GDL con la combinación de movimientos de abducción/aducción y dorsiflexión/plantarflexión.
4. En el área de fisioterapia, se contribuye con una herramienta que asiste e intenta mejorar el proceso de recuperación en los esguinces de tobillo. Esto, con un mecanismo manipulado por un control de impedancia que permite una interacción activa con los pacientes, desarrollando niveles de uso en los cuales, los usuarios deben desarrollar cada vez más fuerza muscular con los diferentes movimientos. Aunado a ello, la aplicación de un juego serio permite el aumento de la concentración y motivación del paciente, manteniéndolo inmerso en un escenario virtual que responde directamente a las acciones del mecanismo. Finalmente, se desarrolló una interfaz hombre-máquina para facilitar el control del mecanismo y la intensidad de la terapia según se requiera.

7.3.1. Aportaciones de difusión con publicación de artículos

7.3.1.1. Artículo de revista indexada

Cirilo-Piñon, O. I., Barrera-Sánchez, A., Guzmán-Valdivia, C. H., Adam-Medina, M., Campos-Amezcu, R., Blanco-Ortega, A., & Martínez-Mata, A. (2024). Impedance Controller Analysis for a Two-Degrees-Of-Freedom Ankle Rehabilitation Machine with Serious Game Interactions. *Computation*, 13(1), 7. DOI: 10.3390/computation13010007.

7.3.1.2. Artículos publicados en congresos internacionales

Cirilo Piñon, O. I., Blanco Ortega, A., Magadán Salazar, A., Adam Medina, M., & Campos Amezcu, R. (2024). Review on Serious Games for Ankle Rehabilitation. *Tecnología y Ciencia Aplicada*, 7, 162–167.

7.4. Trabajos futuros

Con relación a las conclusiones presentadas anteriormente, a continuación, se sugieren algunos trabajos para mejorar la funcionabilidad, adaptabilidad o apariencia del sistema:

- Mejorar el diseño de la plataforma móvil para adaptarse a pacientes que tengan una longitud de pie mayor a 29 cm.
- Implementar soportes o mejorar la estructura para la guía lineal vertical, puesto que a partir de los 7 kg (como peso de la pierna del paciente), los movimientos tienen a generar vibraciones y generar una inestabilidad.
- Implementar el control de impedancias propuesto en otros sistemas o máquinas de rehabilitación para corroborar el funcionamiento y los resultados obtenidos en este trabajo de tesis.
- Diseñar un elemento visual (similar al juego serio), para la asistencia de un régimen de entrenamiento con adultos mayores.

Con base a pruebas con pacientes, se sugieren los siguientes puntos:

- Desarrollar pruebas con personas que tienen antecedentes de lesión de tobillo.
- Desarrollar pruebas con personas que se encuentren en un proceso de rehabilitación por esguince de tobillo.
- Desarrollar pruebas con personas con enfermedades cerebrovasculares para comprobar la efectividad del juego serio como elemento visual de asistencia.

Con base a temas de investigación se sugieren los siguientes puntos:

- Desarrollar un sistema de adquisición de datos que registre el comportamiento del paciente durante la terapia y que lo compare con sesiones previas en función de determinar su progreso.
- Mejorar el diseño mecánico para agregar 1 GDL adicional y, a su vez, implementar el control de impedancia propuesto en este trabajo de tesis.
- Realizar un protocolo de control para que un auxiliar médico pueda planificar automáticamente el proceso de recuperación del paciente y desarrolle la terapia desde la comodidad de su hogar.
- Realizar un sistema adicional de interacción con el juego serio, en el cual se utilicen botones y joysticks, además de la máquina de rehabilitación para mejorar la motricidad general en los pacientes.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] F. Calvo Vargas, S. Gen Ulate, y D. Pérez Arce, “Manejo conservador de esguinces de tobillo”, *Revista Medica Sinergia*, vol. 5, núm. 6, p. e404, jun. 2020, doi: 10.31434/rms.v5i6.404.
- [2] C. R. Cazacu, “Preliminary Ideas on the Development of a New Ankle Rehabilitation Device”, pp. 439–447, 2015.
- [3] D. E. Catalán Rodríguez, M. Sierra Pérez, J. A. Ceballos Sánchez, y M. E. Rendón Macías, “Tratamiento de esguince de tobillo grado II en adultos laboralmente activos: Inmovilización contra vendaje funcional”, *Rev Sanid Milit*, vol. 72, pp. 240–245, 2018.
- [4] D. F. Rincón Cardozo, J. A. Camacho Casas, P. A. Rincón Cardozo, y N. Sauza Rodríguez, “Abordaje del esguince de tobillo para el médico general.”, *Revista de la Universidad Industrial de Santander*, vol. 47, 2015, Consultado: el 8 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-08072015000100011&lng=en&nrm=iso. ISSN 0121-0807
- [5] A. M. Ariza, C. C. Salazar, E. H. Peinado, y R. Msc, “La rehabilitación funcional en el manejo del esguince de tobillo: una revisión sistemática Functional rehabilitation in the management of ankle sprain: a systematic review”, *SOCHMEDEP*, ago. 2021, [En línea]. Disponible en: www.revistasochmedep.cl
- [6] P. S. Nazar y P. P. Pott, “Ankle Rehabilitation Robotic Systems for domestic use – a systematic review”, *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 8, núm. 2, pp. 65–68, 2022, doi: 10.1515/cdbme-2022-1018.
- [7] M. Dong *et al.*, “State of the art in parallel ankle rehabilitation robot: a systematic review”, *J Neuroeng Rehabil*, vol. 18, núm. 1, pp. 1–15, 2021, doi: 10.1186/s12984-021-00845-z.
- [8] N. Zhetenbayev, A. Zhauyt, G. Balbayev, y B. Shingissov, “Robot device for ankle joint rehabilitation: A review”, *Vibroengineering Procedia*, vol. 41, pp. 96–102, 2022, doi: 10.21595/vp.2022.22507.
- [9] M. G. Alvarez-Perez, M. A. Garcia-Murillo, y J. J. Cervantes-Sánchez, “Robot-assisted ankle rehabilitation: a review”, *Disabil Rehabil Assist Technol*, vol. 15, núm. 4, pp. 394–408, may 2020, doi: 10.1080/17483107.2019.1578424.
- [10] C. H. Guzmán, J. L. Carrera, y A. Blanco, “Diseño y control de un sistema interactivo para la rehabilitación de tobillo: TobiBot”, *Ingeniería Mecánica. Tecnología y Desarrollo*, vol. 5, núm. 1, pp. 255–264, 2014.
- [11] J. F. C. Lobo, “Juegos Serios: Alternativa Innovadora”, *Conocimiento Libre y Educación (CLEDE)*, vol. 2, núm. 2, 2014.
- [12] D. Michael y S. Chen, “Serious Games: Games that educate, train and inform”, *Thomson Course Technology*, 2005.
- [13] K. H. Chen, P. C. Lin, Y. J. Chen, B. S. Yang, y C. H. Lin, “Development of method for quantifying essential tremor using a small optical device”, *J Neurosci Methods*, vol. 266, pp. 78–83, jun. 2016, doi: 10.1016/j.jneumeth.2016.03.014.
- [14] K. J. Miller, B. S. Adair, A. J. Pearce, C. M. Said, E. Ozanne, y M. M. Morris, “Effectiveness and feasibility of virtual reality and gaming system use at home by older adults for enabling physical activity to improve health-related domains: A systematic review”, *Age Ageing*, vol. 43, núm. 2, pp. 188–195, 2014, doi: 10.1093/ageing/aft194.

- [15] J. Wiemeyer y A. Kliem, "Serious games in prevention and rehabilitation-a new panacea for elderly people?", *European Review of Aging and Physical Activity*, vol. 9, núm. 1, pp. 41–50, 2012, doi: 10.1007/s11556-011-0093-x.
- [16] M. E. García Gutiérrez, "Análisis Cinemático y Diseño de una Prótesis de Tobillo", Tesis de maestría, Departamento de Ingeniería Mecánica, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Mor., Junio 2015.
- [17] F. A. Gómez Becerra, "Diseño y Construcción de un Mecanismo para la Rehabilitación de Tobillo Basado en una Mesa X-Y", Tesis de maestría, Coordinación de Ingeniería Mecatrónica, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Mor., Enero 2013.
- [18] Y. H. Tsoi y S. Q. Xie, "Design and control of a parallel robot for ankle rehabilitation", *International Journal of Intelligent Systems Technologies and Applications*, vol. 8, núm. 1/2/3/4, p. 100, 2010, doi: 10.1504/IJISTA.2010.030193.
- [19] L. Chinn y J. Hertel, "Rehabilitation of Ankle and Foot Injuries in Athletes", *Clin Sports Med*, vol. 29, núm. 1, pp. 157–167, 2010, doi: 10.1016/j.csm.2009.09.006.
- [20] D. Ivins, "Acute ankle sprain: An update", *Am Fam Physician*, vol. 74, núm. 10, 2006.
- [21] W. Alcocer, L. Vela, A. Blanco, J. Gonzales, y M. Oliver, "Major Trends in the Development of Ankle Rehabilitation Devices", *Dyna (Medellin)*, vol. 176, pp. 45–55, 2012.
- [22] E. T. Chen, K. C. McInnis, y J. Borg-Stein, "Ankle Sprains: Evaluation, Rehabilitation, and Prevention", *Curr Sports Med Rep*, vol. 18, núm. 6, pp. 217–223, 2019.
- [23] J. A. Santana Camilo, "Control Numérico en una Máquina de Rehabilitación para Tobillos", Tesis de maestría, Departamento de Ingeniería Mecánica, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Mor., Enero 2018.
- [24] B. Marcano, "Juegos serios y entrenamiento en la sociedad digital", *Education in the Knowledge Society (EKS)*, vol. 9, núm. 3, pp. 93–107, 2008, doi: 10.14201/eks.16791.
- [25] A. K. Gama, "Desarrollo de un sistema interactivo basado en visión artificial para la rehabilitación del tobillo", Tesis de maestría, Departamento de Ciencias Computacionales, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Mor., Marzo 2018.
- [26] B. Bonnechère, *Serious Games in Rehabilitation. In: Serious Games in Physical Rehabilitation*. Springer, Cham, 2018. doi: 10.1007/978-3-319-66122-3_4.
- [27] T. B. Pasqual, G. A. P. Caurin, y A. A. G. Siqueira, "Serious game development for Ankle rehabilitation aiming at user experience", *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, vol. 2016-July, pp. 1007–1012, 2016, doi: 10.1109/BIOROB.2016.7523762.
- [28] P. Álvarez Romeo, "Control de impedancia de un exoesqueleto de extremidades inferiores", Trabajo Fin de Máster, Departamento de Informática e Ingeniería de Sistemas, Universidad de Zaragoza, España, Noviembre 2017.
- [29] N. Hogan, "Impedance Control: An Approach to Manipulation: Part I - Theory", *Transaction of the ASME, Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 107, núm. March 1985, pp. 1–24, 1985.
- [30] I. D. Loram y M. Lakie, "Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: The intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability", *Journal of Physiology*, vol. 545, núm. 3, pp. 1041–1053, 2002, doi: 10.1113/jphysiol.2002.025049.

- [31] T. E. Sakanaka, M. Lakie, y R. F. Reynolds, “Individual differences in intrinsic ankle stiffness and their relationship to body sway and ankle torque”, *PLoS One*, vol. 16, núm. 1 January, ene. 2021, doi: 10.1371/journal.pone.0244993.
- [32] A. Roy *et al.*, “Measurement of Human Ankle Stiffness Using the Anklebot”, *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR '07*, vol. 00, núm. c, pp. 356–363, 2007, doi: 10.1109/ICORR.2007.4428450.
- [33] M. Günther y R. Blickhan, “Joint stiffness of the ankle and the knee in running”, *J Biomech*, vol. 35, núm. 11, pp. 1459–1474, 2002, doi: 10.1016/S0021-9290(02)00183-5.
- [34] A. L. Jutínico, J. C. Jaimes, F. M. Escalante, J. C. Perez-Ibarra, M. H. Terra, y A. A. G. Siqueira, “Impedance control for robotic rehabilitation: A robust markovian approach”, *Front Neurobot*, vol. 11, núm. AUG, pp. 1–16, 2017, doi: 10.3389/fnbot.2017.00043.
- [35] J. C. Perez-Ibarra, A. A. G. Siqueira, y H. I. Krebs, “Assist-As-needed ankle rehabilitation based on adaptive impedance control”, *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 723–728, 2015, doi: 10.1109/ICORR.2015.7281287.
- [36] F. G. Almeida, A. M. Lopes, y P. Abreu, “Force-impedance control: a new control strategy of robotic manipulators”, *Recent Advances in Mechatronics*, vol. 1, 126–137, 1999.
- [37] M. M. Fateh y R. Babaghasabha, “Impedance control of robots using voltage control strategy”, *Nonlinear Dyn*, vol. 74, núm. 1–2, pp. 277–286, 2013, doi: 10.1007/s11071-013-0964-y.
- [38] L. A. Harvey, L. Brosseau, y R. D. Herbert, “Continuous passive motion following total knee arthroplasty in people with arthritis (Review)”, *Cochrane Database of Systematic Reviews*, vol. 2, p. CD004260, 2014, doi: 10.1002/14651858.CD004260.pub3.www.cochranelibrary.com.
- [39] A. Blanco Ortega, R. F. Vázquez Bautista, G. Vela Valdés, E. Quintero Marmol, y G. López López, “Control of a virtual prototype of an ankle rehabilitation machine”, *Rev. Fac. Ing. Uni. Antioquia*, núm. 67, pp. 183–196, 2013.
- [40] A. Blanco Ortega, H. R. Azcaray Rivera, L. G. Vela Valdés, y R. F. Vasquéz Bautista, “Prototipo virtual de un rehabilitador de tobillo”, *IX Congreso Internacional sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico CIINDET 2011*, pp. 1–6, 2011.
- [41] 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”, *International Journal of Automation and Control*, vol. 9, núm. 2, pp. 89–106, 2015, doi: 10.1504/IJAAC.2015.070002.
- [42] A. Blanco, E. Leyva, A. Magadán, y J. A. Santana, “Controlador Proporcional Integral Generalizado Robusto Para Un Rehabilitador De Tobillo De 2Gdl”, núm. April, pp. 10–12, 2017.
- [43] J. A. Santana, A. Blanco, E. Antúnez, A. Magadán, y F. Gómez, “Control Numérico en una Máquina de Rehabilitación para Tobillos”, *Pistas educativas*, núm. 39, pp. 592–610, 2017.
- [44] A. Blanco Ortega, H. R. Azcaray Rivera, L. G. Vela Valdés, y R. F. Vasquéz Bautista, “Máquina de Rehabilitación de Tobillo: prototipo virtual y físico”, *X Congreso Internacional sobre Innovación y Desarrollo Tecnológico CIINDET 2013*, p. 7, 2013.
- [45] N. C. Ruiz, A. Blanco, L. G. Vela, y A. Abundez, “Guía Control Mioeléctrico de un Rehabilitador de Tobillo”, *Congreso Internacional de investigación, Academia Journals 2014*, pp. 4300–4305, 2014.
- [46] N. C. Ruíz Hidalgo, “Control Mioeléctrico de un Rehabilitador de Tobillo”, Tesis de maestría, Departamento de Ingeniería Mecatrónica, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Mor., Agosto 2014.

- [47] M. A. Garcia Velarde, “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., Enero 2019.
- [48] 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, Mor., Marzo 2021.
- [49] W. M. Alcocer, “Diseño y Construcción de una Máquina de Rehabilitación de Tobillo con Sistema de Control de Impedancia”, Tesis doctoral, Departamento de Ingeniería Mecatrónica, Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Cuernavaca, Mor., Febrero 2016.
- [50] M. Dong *et al.*, “State of the art in parallel ankle rehabilitation robot: a systematic review”, *J Neuroeng Rehabil*, vol. 18, núm. 1, pp. 1–15, 2021, doi: 10.1186/s12984-021-00845-z.
- [51] M. G. Alvarez-Perez, M. A. Garcia-Murillo, y J. J. Cervantes-Sánchez, “Robot-assisted ankle rehabilitation: a review”, *Disabil Rehabil Assist Technol*, vol. 15, núm. 4, pp. 394–408, 2019, doi: 10.1080/17483107.2019.1578424.
- [52] D. Cioi, A. Kale, G. Burdea, J. Engsberg, W. Janes, y S. Ross, “Ankle control and strength training for children with cerebral palsy using the Rutgers Ankle CP”, *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 0–5, 2011, doi: 10.1109/ICORR.2011.5975432.
- [53] A. C. B. F. Gonçalves, W. M. Dos Santos, L. J. Consoni, y A. A. G. Siqueira, “Serious games for assessment and rehabilitation of ankle movements”, *SeGAH 2014 - IEEE 3rd International Conference on Serious Games and Applications for Health, Books of Proceedings*, 2014, doi: 10.1109/SeGAH.2014.7067071.
- [54] A. Roy, L. W. Forrester, y R. F. Macko, “Short-term ankle motor performance with ankle robotics training in chronic hemiparetic stroke”, *J Rehabil Res Dev*, vol. 48, núm. 4, pp. 417–430, 2011, doi: 10.1682/JRRD.2010.04.0078.
- [55] Y. Ren, Y. N. Wu, C. Y. Yang, T. Xu, R. L. Harvey, y L. Q. Zhang, “Developing a Wearable Ankle Rehabilitation Robotic Device for in-Bed Acute Stroke Rehabilitation”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, núm. 6, pp. 589–596, 2017, doi: 10.1109/TNSRE.2016.2584003.
- [56] V. Do Tran, T. G. T. Nguyen, y T.-N. Nguyen, “Development of AnkleReHabit - A Low-Cost Robot-Aided Ankle Rehabilitation Platform”, *Journal of Technical Education Science*, núm. 78A, pp. 33–43, 2023, doi: 10.54644/jte.78a.2023.1359.
- [57] A. M. Salazar, A. B. Ortega, K. G. Velasco, y A. A. Pliego, “Mechatronic integral ankle rehabilitation system: Ankle rehabilitation robot, serious game, and facial expression recognition system”, *Advanced Topics on Computer Vision, Control and Robotics in Mechatronics*, pp. 291–320, 2018, doi: 10.1007/978-3-319-77770-2_11.
- [58] A. Pino, D. Gomez, M. Múnera, y A. Cifuentes Carlos, “Visual Feedback Strategy Based on Serious Games for Therapy with T-FLEX Ankle Exoskeleton”, en *Biosystems and Biorobotics*, vol. 27, 2022, pp. 467–472. doi: 10.1007/978-3-030-69547-7_9.
- [59] A. Pino *et al.*, “Mirror-Based Robotic Therapy for Ankle Recovery with a Serious Game: A Case Study with a Neurological Patient”, *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, vol. 2022-July, 2022, doi: 10.1109/ICORR55369.2022.9896510.
- [60] S. Pittaccio y S. Viscuso, “An EMG-controlled SMA device for the rehabilitation of the ankle joint in post-acute stroke”, *J Mater Eng Perform*, vol. 20, núm. 4–5, pp. 666–670, 2011, doi: 10.1007/s11665-010-9826-7.

- [61] S. C. Gobron *et al.*, “Serious games for rehabilitation using Head-Mounted display and haptic devices”, *Lecture Notes in Computer Science (including subseries Lecture Notes in Artificial Intelligence and Lecture Notes in Bioinformatics)*, pp. 199–219, 2015, doi: 10.1007/978-3-319-22888-4_15.
- [62] J. Galli *et al.*, “Prevention and Rehabilitation Gaming Support for Ankle Injuries Usable by Semi-Professional Athletes Using Commercial Off-the-Shelf Sensors”, *Applied Sciences*, vol. 13, núm. 16, pp. 1–13, 2023, doi: 10.3390/app13169193.
- [63] D. R. Ferreira, C. K. Baptista, B. da S. Rodrigues, B. C. Siqueira, S. M. Blascovi-Assis, y A. G. Corrêa, “Development and Test of a Serious Game for Dorsiflexion and Plantarflexion Exercises of the Feet”, *Journal on Interactive Systems*, vol. 12, núm. 1, pp. 58–68, 2021, doi: 10.5753/jis.2021.1916.
- [64] K. De O. Andrade, G. Fernandes, J. Martins, V. C. Roma, R. C. Joaquim, y G. A. P. Caurin, “Rehabilitation robotics and serious games: An initial architecture for simultaneous players”, *ISSNIP Biosignals and Biorobotics Conference, BRC*, 2013, doi: 10.1109/BRC.2013.6487455.
- [65] K. D. O. Andrade, G. Fernandes, G. A. P. Caurin, A. A. G. Siqueira, R. A. F. Romero, y R. D. L. Pereira, “Dynamic player modelling in serious games applied to rehabilitation robotics”, *Proceedings - 2nd SBR Brazilian Robotics Symposium, 11th LARS Latin American Robotics Symposium and 6th Robocontrol Workshop on Applied Robotics and Automation, SBR LARS Robocontrol 2014 - Part of the Joint Conference on Robotics and Intelligent Systems*, , pp. 211–216, 2015, doi: 10.1109/SBR.LARS.Robocontrol.2014.41.
- [66] T. B. Pasqual, G. A. P. Caurin, y A. A. G. Siqueira, “Serious game development for Ankle rehabilitation aiming at user experience”, *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, pp. 1007–1012, 2016, doi: 10.1109/BIOROB.2016.7523762.
- [67] M. K. Tageldeen, I. Elamvazuthi, N. Perumal, y T. Ganesan, “A virtual reality based serious games for rehabilitation of arm”, *2017 IEEE 3rd International Symposium in Robotics and Manufacturing Automation, ROMA 2017*, vol. 2017-Decem, pp. 1–6, 2017, doi: 10.1109/ROMA.2017.8231737.
- [68] W. M. A. Rosado, A. B. Ortega, L. G. V. Valdés, J. R. Ascencio, y C. D. G. Beltrán, “Active Rehabilitation Exercises With a Parallel Structure Ankle Rehabilitation Prototype”, *IEEE Latin America Transactions*, vol. 15, núm. 5, pp. 786–794, may 2017, doi: 10.1109/TLA.2017.7910190.
- [69] C. Zhang, J. Hu, Q. Ai, W. Meng, y Q. Liu, “Impedance control of a pneumatic muscles-driven ankle rehabilitation robot”, en *Lecture Notes in Computer Science*, Springer Verlag, 2017, pp. 301–312. doi: 10.1007/978-3-319-65289-4_29.
- [70] F. Covaciu, A. Pîslă, y A. E. Iordan, “Development of a virtual reality simulator for an intelligent robotic system used in ankle rehabilitation”, *Sensors*, vol. 21, núm. 4, pp. 1–17, 2021, doi: 10.3390/s21041537.
- [71] J. Kim, J. H. Moon, y J. Kim, “Impedance Control of Human Ankle Joint With Electrically Stimulated Antagonistic Muscle Co-Contraction”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 29, pp. 1593–1603, 2021, doi: 10.1109/TNSRE.2021.3104091.
- [72] T. Alves, R. S. Gonçalves, y G. Carbone, “Serious Games Strategies With Cable-Driven Robots for Bimanual Rehabilitation: A Randomized Controlled Trial With Post-Stroke Patients”, *Front Robot AI*, vol. 9, núm. February, pp. 1–22, 2022, doi: 10.3389/frobt.2022.739088.
- [73] A. Blanco Ortega *et al.*, “CNC Machines for Rehabilitation: Ankle and Shoulder”, *Machines*, vol. 10, núm. 11, 2022, doi: 10.3390/machines10111055.
- [74] R. Avila Chaurand, L. R. Prado Leon, y E. L. Gonzalez Muñoz, “Dimensiones antropométricas de población latinoamericana: Mexico, Cuba, Colombia, Chile / Avila Chaurand”, *ResearchGate*, vol. Segunda ed, p. 283, 2015.

- [75] A. M. Salazar, A. B. Ortega, K. G. Velasco, y A. A. Pliego, “Mechatronic integral ankle rehabilitation system: Ankle rehabilitation robot, serious game, and facial expression recognition system”, *Advanced Topics on Computer Vision, Control and Robotics in Mechatronics*, pp. 291–320, 2018, doi: 10.1007/978-3-319-77770-2_11.
- [76] M. Zhang, G. Zhu, A. Nandakumar, S. Gong, y S. Xie, “A virtual-reality tracking game for use in robot-assisted ankle rehabilitation”, en *2014 IEEE/ASME 10th International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications (MESA)*, IEEE, sep. 2014, pp. 1–4. doi: 10.1109/MESA.2014.6935549.
- [77] K. P. Michmizos y H. I. Krebs, “Serious Games for the Pediatric Anklebot”, en *2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, IEEE, jun. 2012, pp. 1710–1714. doi: 10.1109/BioRob.2012.6290706.
- [78] MYK, “Teoría del color: una guía detallada para entender la psicología del color en el diseño”, mar. 2024. Consultado: el 14 de diciembre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://myk.graphics/teoria-y-psicologia-del-color-en-el-diseno/?utm_source=chatgpt.com
- [79] K. A. Payne, K. Berg, y R. W. Latin, “Ankle injuries and ankle strength, flexibility, and proprioception in college basketball players.”, *J Athl Train*, vol. 32, núm. 3, pp. 221–5, jul. 1997, [En línea]. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16558453>
- [80] J. E. COLGATE and N. HOGAN, “Robust control of dynamically interacting systems,” *Int J Control*, vol. 48, no. 1, pp. 65–88, Jul. 1988, doi: 10.1080/00207178808906161.
- [81] P. Guillén-Rogel, C. San Emeterio, y P. J. Marín, “Associations between ankle dorsiflexion range of motion and foot and ankle strength in young adults”, *J Phys Ther Sci*, vol. 29, núm. 8, pp. 1363–1367, 2017, doi: 10.1589/jpts.29.1363.
- [82] Allegro MicroSystems, ACS712: Fully Integrated, Hall Effect-Based Linear Current Sensor, datasheet, Worcester, MA, USA, 2013. [En línea]. Disponible en: <https://www.allegromicro.com/-/media/files/datasheets/acs712-datasheet.ashx>
- [83] A. Hughes y B. Drury, *Electric Motors and Drives: Fundamentals, Types and Applications*, 5ª ed., Oxford, Elsevier/Newnes, pp. 99–100, 2019.

ANEXO 1

Caracterización de motores

Durante el presente trabajo se desarrolló la caracterización de los motores utilizados en la máquina de rehabilitación de 2 GDL (motorreductores 36GP-555), con la finalidad de determinar su desempeño en términos de torque, velocidad y precisión. Esto permitirá optimizar el control, asignando valores reales para un movimiento o activación efectiva que radican directamente en el proceso de rehabilitación. Para esto se utilizó el modelo electromecánico de un motor de DC, que se puede visualizar en la Figura A-1.

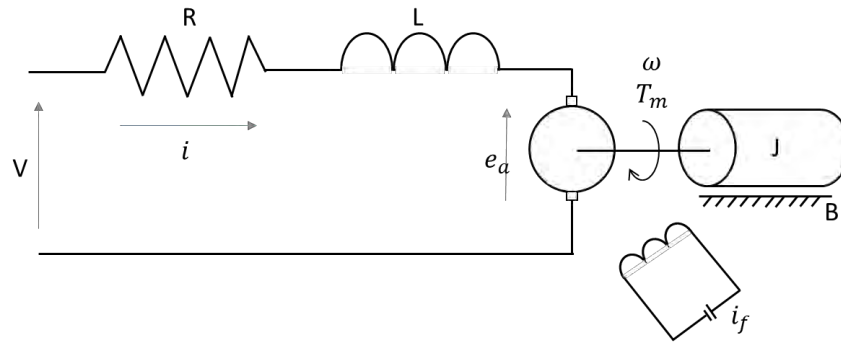


Figura A- 1: Modelo electromecánico de un motor DC.

Se considera una resistencia R y una inductancia L en la armadura, así como una alimentación V que representa la tensión generada en la misma. Aquí E_a es la tensión generada por la armadura al conducirse por medio del flujo de campo i_f . Para obtener esta tensión real se realizó un análisis de malla obteniendo la ecuación A.1.

$$V(t) = Ri(t) + L \frac{di(t)}{dt} + E_a(t) \quad (A.1)$$

De manera similar la ecuación de la sección mecánica que define el torque T_m estaba dada por el momento de inercia J , el coeficiente de fricción (equivalente al motor y la carga montada en el eje), así como de su velocidad angular ω .

$$T_m(t) = J \frac{d\omega(t)}{dt} + B\omega(t) \quad (A.2)$$

Para obtener los valores desconocidos que son difíciles de medir manualmente, se establecen las siguientes ecuaciones que desarrollan relaciones entre proporcionales para la constante electromecánica y para la constante de torque.

$$E_a(t) = K_a \omega(t) \quad y \quad T_m(t) = K_m i(t) \quad (A.3)$$

Posteriormente se determinaron los parámetros de cada motor utilizado en el sistema usando las ecuaciones anteriores, así como instrumentos de medición (multímetro, tacómetro, etc.).

En este caso, se usaron dos motorreductores 36GP-555 con 296 rpm, 16 ppr (pulsos por revolución) y una relación 1:27. Se denominó Motor1 al motor establecido para permitir movimientos de dorsiflexión/plantarflexión en el mecanismo y Motor2 al motor establecido para los movimientos abducción/aducción. A continuación, se muestra un resumen de los parámetros encontrados.

Tabla A- 1: Parámetros de Motor DC.

Parámetros	Símbolo	Valor		Unidades
		Motor 1	Motor 2	
Momento de Inercia	J	0,001325783	0,000716062	$Kg.m^2$
Constante de Fricción viscosa	B	0,005566824	0,003479929	Nms
Constante de Fuerza Electromotriz	K_a	0,39886584	0,378434202	$V/rad s$
Constante del Par del Motor	K_m	0,39886584	0,378434202	Nm/A
Resistencia	R	3	5	$Ohms$
Inductancia eléctrica	L	0,50696	0,49835	H
Constante electromotriz				
Voltaje nominal	V_a	10	10	v
Corriente nominal	I_a	0,38	0,26	A
Revoluciones por minuto	rpm	260	270	RPM
Velocidad angular	ω	27,2272	28,2744	rad/s

Para validar los resultados obtenidos, se desarrolló un modelo para cada motor en la máquina de rehabilitación (dos en total) por medio de la programación gráfica de Simulink en Matlab. La Figura A-2 muestra este modelo, el cual define el modelo dinámico de un motor de corriente directa a partir de sus dos ecuaciones diferenciales acopladas. La primera ecuación corresponde a la parte eléctrica que calcula la corriente $i(t)$ en función del voltaje aplicado $v(t)$, de la velocidad angular del rotor ω y de otros efectos:

$$L \frac{di(t)}{dt} + Ri(t) + K_a \omega(t) = v(t) \quad (A.4)$$

Mientras que la segunda ecuación corresponde a la parte mecánica en el motor que simula la respuesta de la velocidad angular ω :

$$J \frac{d\omega(t)}{dt} + B\omega(t) = K_m i(t) \quad (A.5)$$

De esta forma, la Figura A-2 representa el modelo matemático completo de un motor CD (fenomenológico) que considera la parte eléctrica y mecánica del motor, donde los valores sustituidos forman parte de la Tabla A-1 para el Motor 2 (como ejemplo). Esto para obtener la corriente o la velocidad angular de este motor y compararlo con los datos obtenidos del motor real.

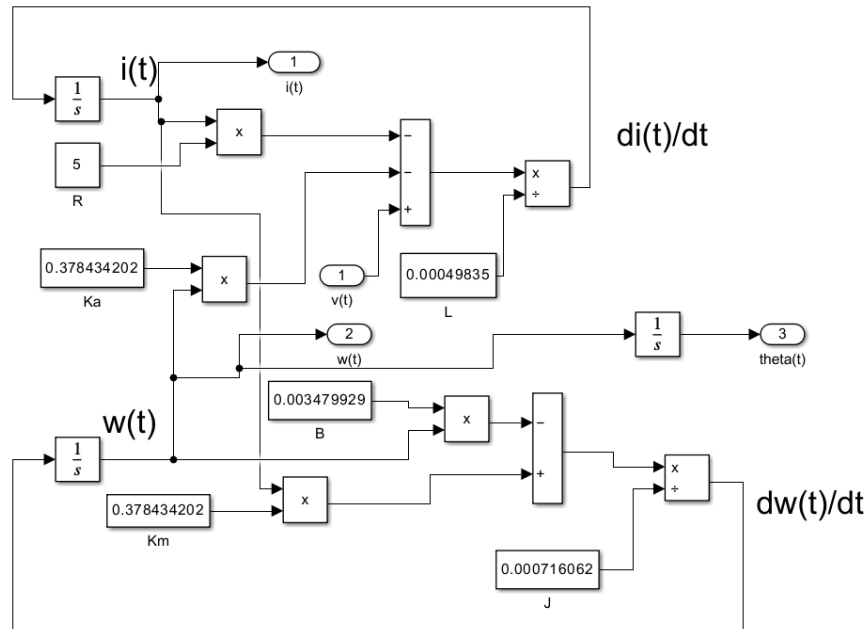


Figura A- 2: Modelo fenomenológico de validación para los motores utilizados.

El modelo anterior se compara directamente con la salida del motor real medido con una tarjeta controladora (Arduino Uno), obteniendo como resultado la velocidad angular en rad/s (véase en la Figura A-3). Esto haciendo una ejecución donde el motor analizado permanece apagado dos segundos y posteriormente se enciende con la totalidad de sus revoluciones dos segundos más para apagarse nuevamente.

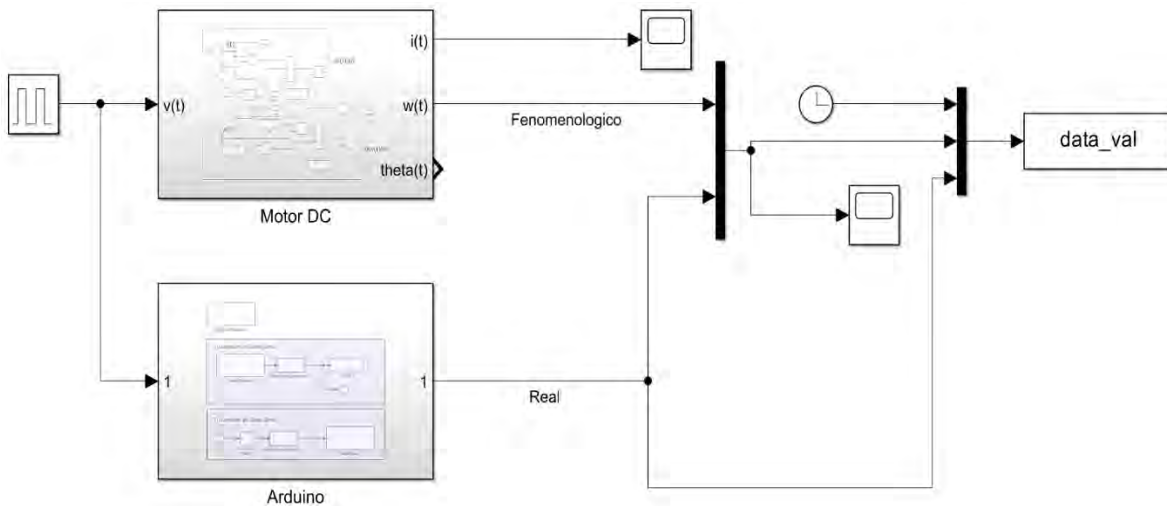


Figura A- 3: Comparación de resultados.

En la figura A-4 muestra los resultados obtenidos entre el modelo fenomenológico y el motor real. Donde el modelo fenomenológico da una respuesta de alrededor de 27 rad/s o 260 rpm por lo que los parámetros medidos son correctos. De manera similar, la respuesta del motor real se eleva aproximadamente 12 rpm adicionales, que podría atribuirse a una resolución incorrecta, sin embargo, el comportamiento es prácticamente similar al modelo fenomenológico, por lo que el cálculo de parámetros funciona adecuadamente.

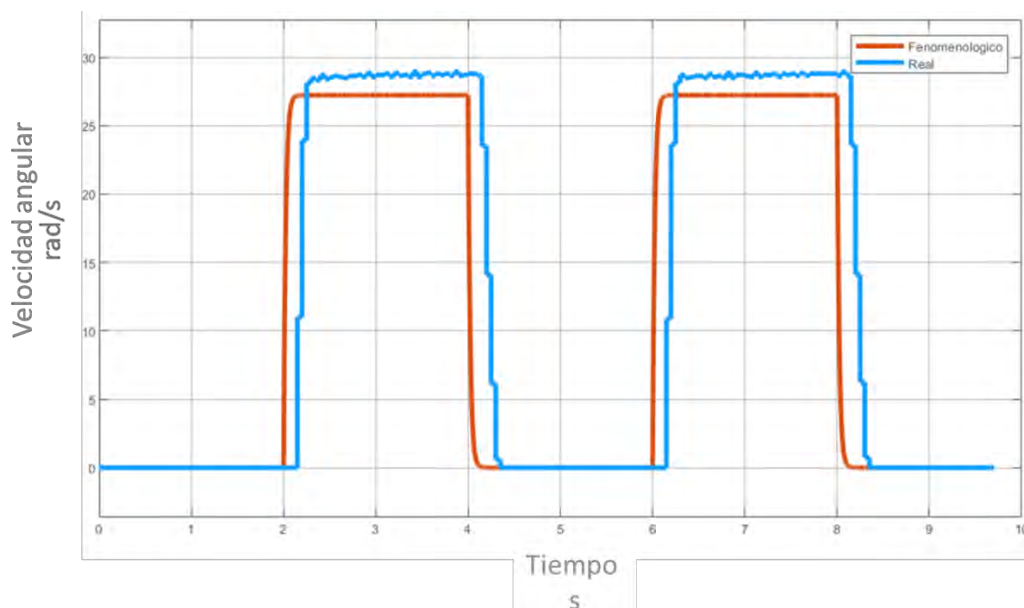


Figura A- 4: Respuestas modelo fenomenológico vs real en Motor 1.

De la misma forma, el comportamiento de las respuestas para el motor 2 tienen una diferencia de 10 rpm aproximadamente por lo que los parámetros calculados funcionan de forma óptima (Véase en la Figura A-5). En la Tabla A-2 se muestran los datos obtenidos para cada motor comparados con su modelo fenomenológico correspondiente.

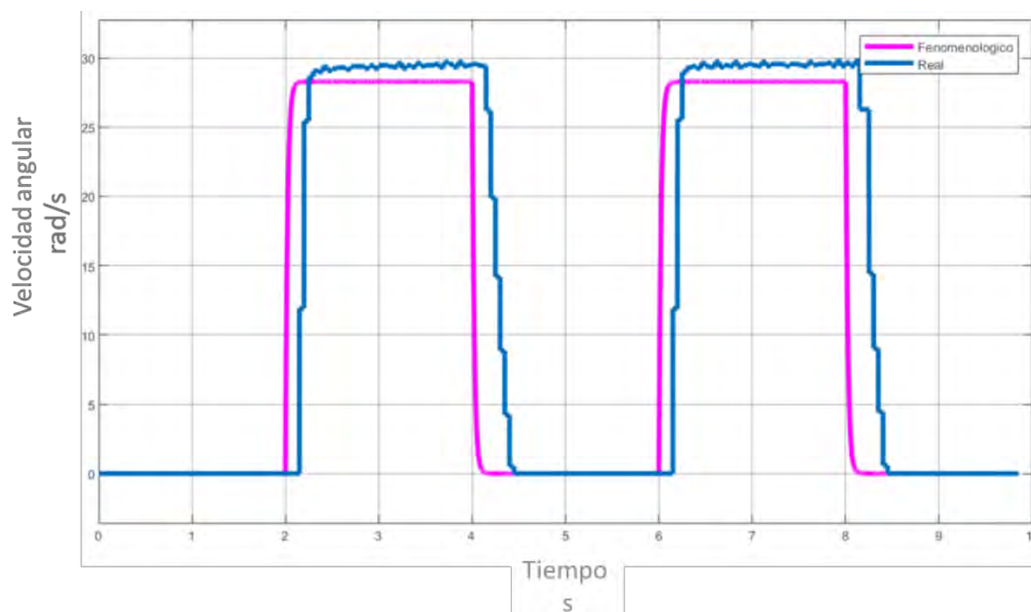


Figura A- 5: Respuestas modelo fenomenológico vs real en Motor 2.

Tabla A- 2: Resultados de las pruebas realizadas.

Respuesta	rad/s		RPM	
	Fenomenológico	Real	Fenomenológico	Real
Motor 1	27.23	28.52	260,02	272,34
Motor 2	28.27	29.47	269,95	281,41

ANEXO 2

Comunicación Máquina-Juego serio

En este anexo se muestra el código principal que permite la comunicación entre la máquina de rehabilitación y el juego serio a través de sensores de fuerza FSR-400 presentado en el capítulo 4. El Código A-1 muestra un algoritmo explicativo que simplifica la función básica del código principal.

```
INICIO
├─ 1. Inicializar librería Keyboard.h (comunicación con el juego serio) y puerto serie (con Arduino)
|
├─ 2. Configurar pines en la tarjeta Arduino:
|   • A0–A3 ← sensores FSR (arriba, abajo, izquierda y derecha)
|   • D2–D3 ← interruptores (pull-up internos)
└─ BUCLE PRINCIPAL (cada 10 ms)
    ├─ 2.1 Leer estado de los interruptores
    |   • interruptor 1 → umbral = 200 (modo 1 = 5 N)
    |   • ninguno activo → umbral = 400 (modo 2 = 20 N)
    |   • interruptor 2 → umbral = 500 (modo 3 = 40 N)
    |
    ├─ 2.2 Leer sensores de fuerza FSR:
    |   • forceUp → (Movimiento de dorsiflexión)
    |   • forceDown, → (Movimiento de plantarflexión)
    |   • forceLeft, → (Movimiento de abducción)
    |   • forceRight → (Movimiento de aducción)
    |
    ├─ 2.3 Comparar cada fuerza con el umbral establecido
    |   • si force ≥ umbral → Keyboard.press (Se presiona una tecla virtual ←↑↓→ para el juego serio)
    |   • si force < umbral → Keyboard.release (Se desactiva la tecla virtual ←↑↓→ para el juego serio)
    |
    └─ 2.4 Esperar 10 ms y repetir
FIN
```

Código B- 1: Algoritmo explicativo del programa principal desarrollado en el entorno de Arduino.

El código principal (véase el Código B-2) utiliza la librería “Keyboard.h”, por lo que solo es compatible con placas que pueden actuar como USB (como arduino Leonardo, Micro, Due, Zero, etc.). La función principal del código es recibir la señal analógica de los sensores de fuerza del mecanismo y compararlas con diferentes límites para generar una acción en el juego serio. En este caso, al pulsar un sensor y sobrepasar el límite establecido, el programa simula la pulsación de una tecla en la computadora. Las teclas de flecha son las acciones que se simulan y que permiten manipular al personaje principal del juego serio en cuatro direcciones (arriba, abajo, izquierda, derecha y combinaciones) funcionando como un control háptico manipulado por el pie del paciente con cada uno de los sensores de fuerza.

```
#include <Keyboard.h>

// Pines analógicos de los sensores FSR
int fsrUp   = A0;    // Sensor para la flecha arriba
int fsrDown = A1;    // Sensor para la flecha abajo
int fsrLeft  = A2;    // Sensor para la flecha izquierda
int fsrRight = A3;    // Sensor para la flecha derecha

// Pines de los interruptores
int switch1 = 2;      // Interruptor 1
int switch2 = 3;      // Interruptor 2

// Umbral de fuerza para activar las teclas
int threshold = 0;    // Ajusta este valor del rango de tu FSR-406
int Numswitch = 0;    // Sirve para ver que switch esta activado

void setup() {
    // Inicialización del teclado
    Keyboard.begin();

    // Inicialización del puerto serie para depuración (opcional)
    Serial.begin(9600);

    // Configuración de los pines de entrada para los interruptores
    pinMode(switch1, INPUT_PULLUP); // Activar resistencias internas pull-up
    pinMode(switch2, INPUT_PULLUP).

}

void loop() {
    //Leer los interruptores

    bool switch1State = digitalRead(switch1); // HIGH = no presionado, LOW = presionado
```

```

bool switch2State = digitalRead(switch2);
if (switch1State == HIGH && switch2State == HIGH) {
    threshold = 400; Numswitch = 2;}
else if (switch1State == LOW) {
    threshold = 200; Numswitch = 1; }
else if (switch2State == LOW) {
    threshold = 500; Numswitch = 3; }

// Leer los valores analógicos de los sensores
int forceUp = analogRead(fsrUp);
int forceDown = analogRead(fsrDown);
int forceLeft = analogRead(fsrLeft);
int forceRight = analogRead(fsrRight);

//Pulsación simultanea de las flechas en el teclado
if (forceUp >= threshold) {Keyboard.press(KEY_UP_ARROW);}           //Flecha arriba
    else if (forceUp < threshold ) {Keyboard.release(KEY_UP_ARROW); }
if (forceDown >= threshold) { Keyboard.press(KEY_DOWN_ARROW); }      //Flecha abajo
    else if (forceDown < threshold ) { Keyboard.release(KEY_DOWN_ARROW); }
if (forceLeft >= threshold ) { Keyboard.press(KEY_LEFT_ARROW); }     //Flecha izquierda
    else if (forceLeft < threshold ) {Keyboard.release(KEY_LEFT_ARROW); }
if (forceRight >= threshold ) {Keyboard.press(KEY_RIGHT_ARROW); }    //Flecha derecha
    else if (forceRight < threshold) {Keyboard.release(KEY_RIGHT_ARROW); }
delay (10); }

```

Código B- 2: Comunicación entre la máquina y el juego serio.

ANEXO 3

Diagramas de bloque en LabVIEW

En el anexo 3 se muestra un esquema general de los diagramas de bloque desarrollados en LabView para el control de la máquina de rehabilitación. La Figura C-1 representa un control PI simple para la manipulación de los motores, el cual sirvió como base para desarrollar el control de impedancia final.

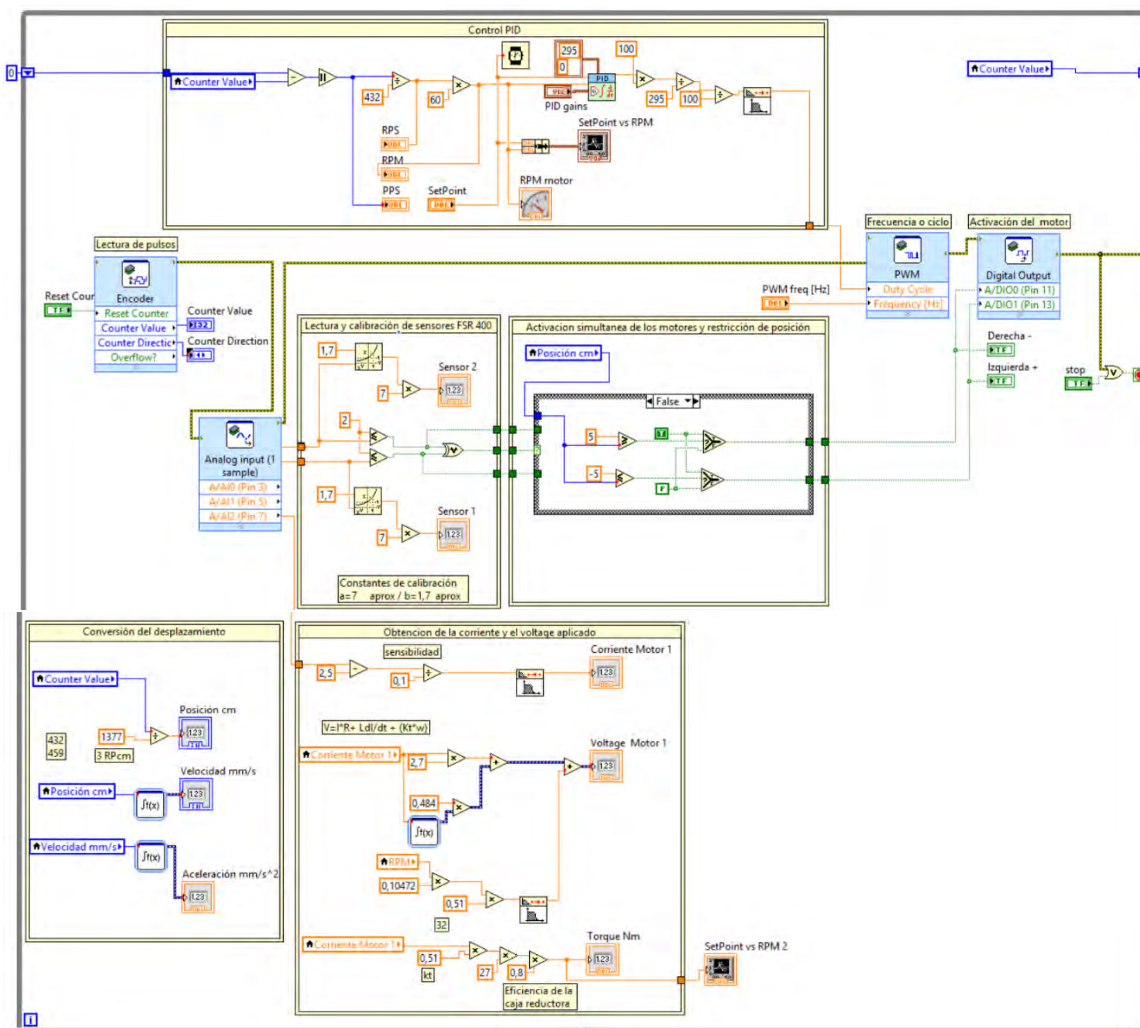


Figura C- 1: Control PID para motor 36GP-555.

La Figura C-2 muestra el esquema general del programa final para la máquina de rehabilitación, cuyo funcionamiento radica en el uso de un control de impedancia por cada grado de libertad. El funcionamiento principal del programa se describe en la sección 5.2.2 “Control de impedancia”, el cual en términos generales recibe la fuerza del paciente y la posición de la máquina para generar un torque inversamente proporcional a la fuerza del paciente. Esto para movimientos tanto verticales, como horizontales.



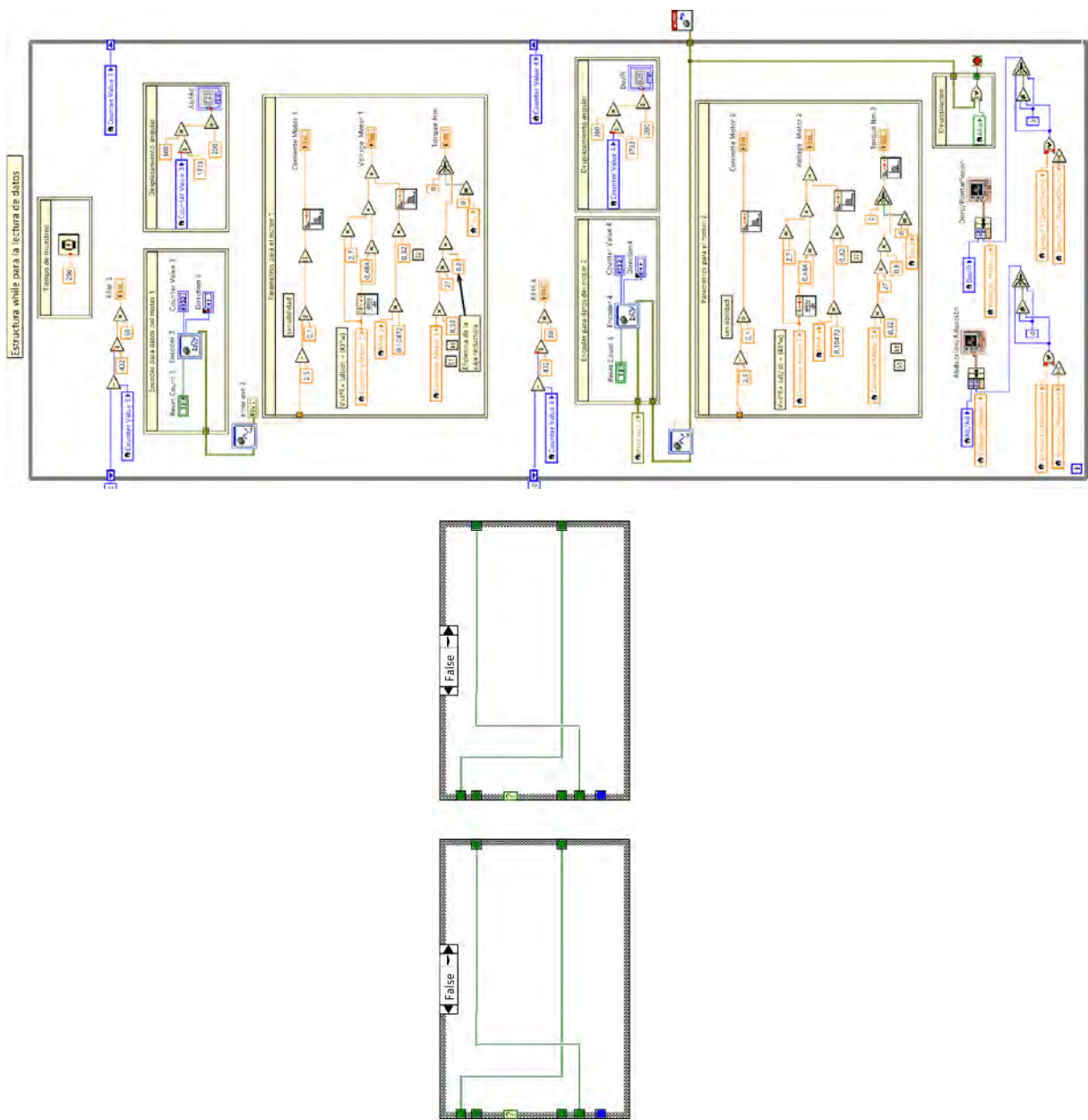


Figura C- 2: Control de impedancias diseñado en LabVIEW.

ANEXO 4

Diseños CAD

En este anexo se muestran todos los dibujos técnicos desarrollados con el software SolidWorks para todos los elementos diseñados y rediseñados incluidos en la máquina de rehabilitación. De forma general, se encuentran los dibujos para los soportes de los motores y los dibujos para la construcción de la plataforma móvil.

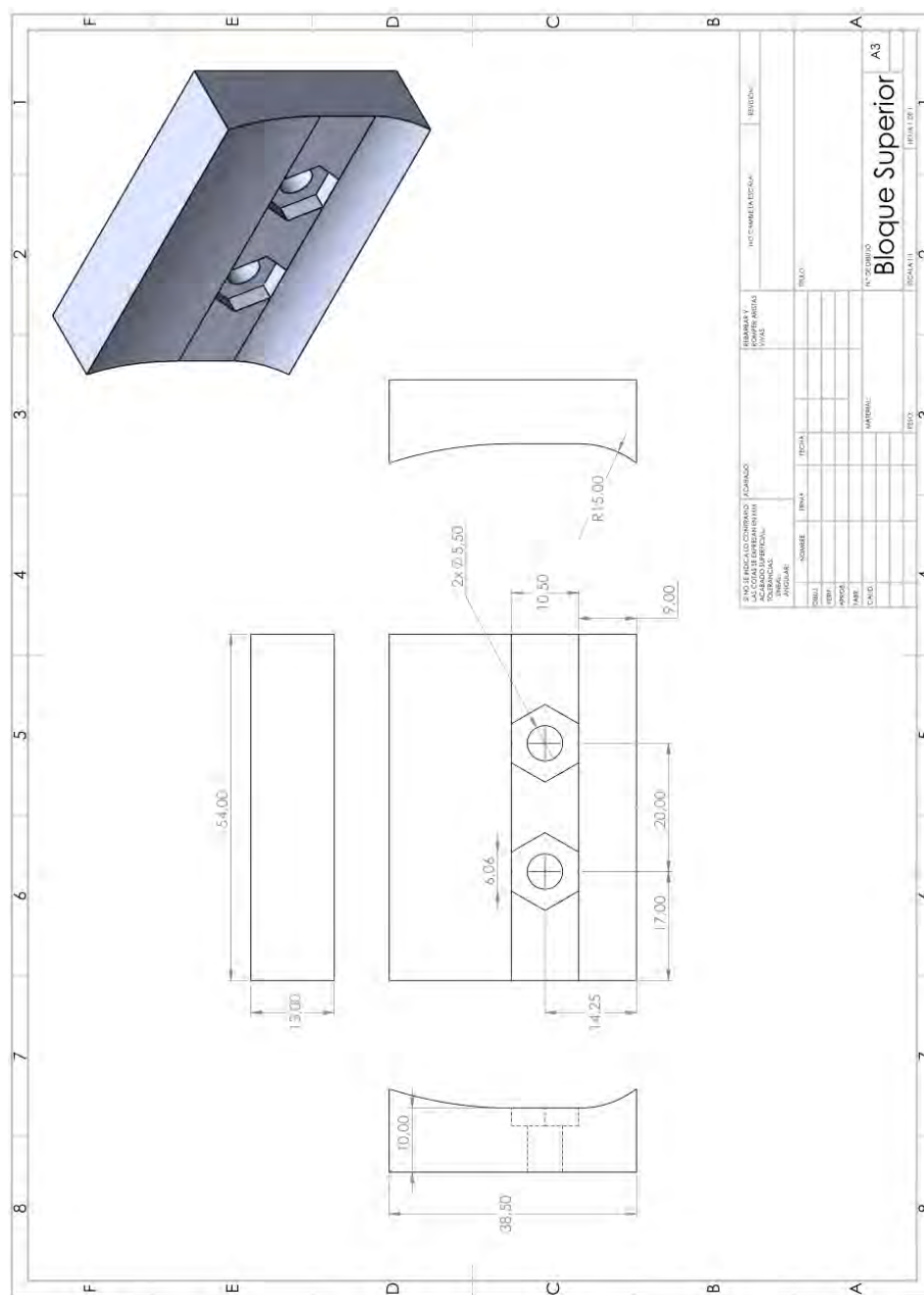


Figura D- 1: Bloque superior-lateral.

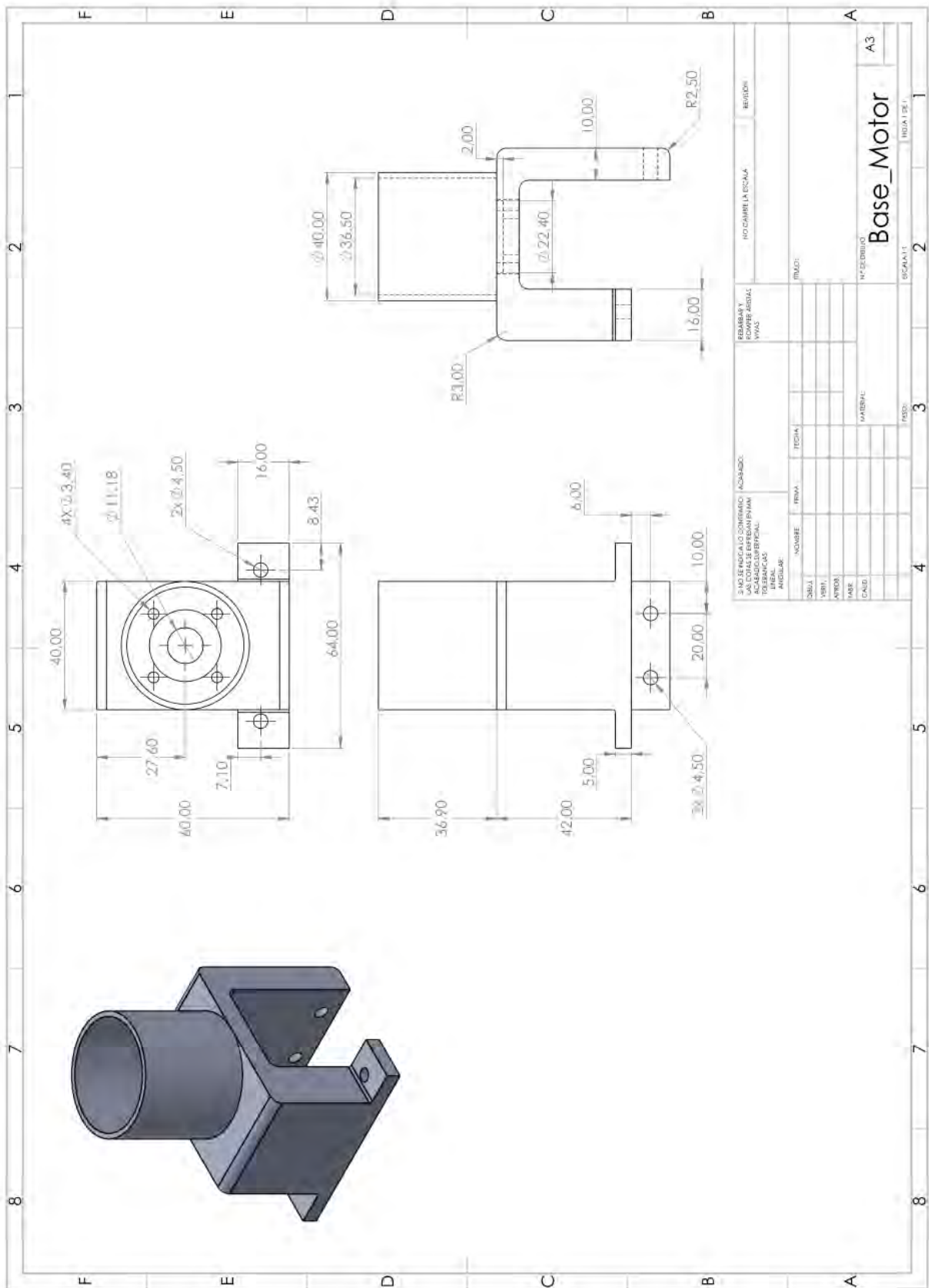


Figura D- 2: Base para los motores.

