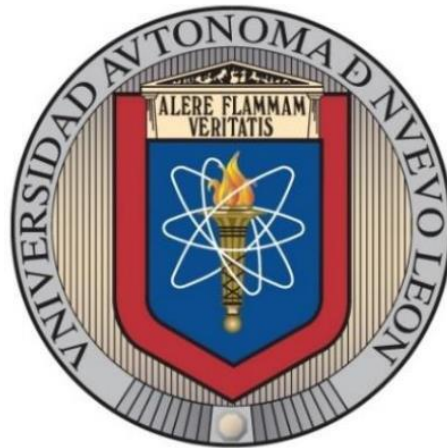


UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA



**IDENTIFICACIÓN Y CONTROL DE ACTUADORES DE UNA
PLATAFORMA EXPERIMENTAL DE EXOESQUELETO DE
EXTREMIDADES INFERIORES**

POR

MELISSA ELIZABETH PÉREZ MORALES

**EN OPCIÓN AL GRADO DE MAestrÍA EN
CIENCIAS EN INGENIERÍA DE SISTEMAS**

SEPTIEMBRE, 2019

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
SUBDIRECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO



**IDENTIFICACIÓN Y CONTROL DE ACTUADORES DE UNA
PLATAFORMA EXPERIMENTAL DE EXOESQUELETO DE
EXTREMIDADES INFERIORES**

POR

MELISSA ELIZABETH PÉREZ MORALES

**EN OPCIÓN AL GRADO DE MAestrÍA EN
CIENCIAS EN INGENIERÍA DE SISTEMAS**

SEPTIEMBRE, 2019

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE NUEVO LEÓN
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA
SUBDIRECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO

Los miembros del Comité de Tesis recomendamos que la tesis **“Identificación y control de actuadores de una plataforma experimental de exoesqueleto de extremidades inferiores”** realizada por la alumna **Melissa Elizabeth Pérez Morales**, con numero de matricula 1646466, sea aceptada para su defensa como opción al grado de Maestría en Ciencias de la Ingeniería Eléctrica

El Comité de Tesis



Dr. Juan Angel Rodríguez Liñán
Asesor

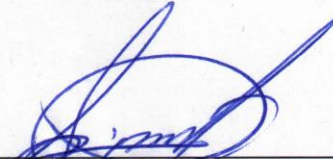


Dra. Griselda Quiroz Compeán
Revisor



Dr. Daniel Ramírez Villarreal
Revisor

Vo.Bo.



Dr. Simón Martínez Martínez
Subdirector de Estudios de Posgrado



San Nicolás de los Garza, Nuevo León, México. Septiembre 2019

A mi familia por su apoyo incondicional

Agradecimientos

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo económico para la realización de mis estudios de posgrado.

A mi asesor de tesis, Dr. Juan Ángel Rodríguez Liñán, por su paciencia y recomendaciones para concluir de manera exitosa esta etapa de mis estudios y sobretodo por compartir sus conocimientos. También a mis revisores de tesis, Dra. Griselda Quiroz Campeán y Dr. Daniel Ramírez Villarreal, por sus comentarios, observaciones y consejos, que me ayudaron a enriquecer el contenido de mi tesis.

A mi compañera y amiga Lucero Alvarado, por siempre apoyarme y estar conmigo en los momentos difíciles.

En especial, a mis padres y hermana, que siempre han estado a mi lado, por confiar en mi y apoyarme en mis decisiones.

Resumen

Debido al aumento de personas con discapacidad motora en extremidades inferiores, se han desarrollado nuevas tecnologías que les sirvan de apoyo y les permitan realizar sus tareas diarias. Unas de estas tecnologías son los exoesqueletos, que son dispositivos de asistencia que le permite al portador realizar tareas motrices y han sido una alternativa en las terapias de rehabilitación.

En este trabajo se implementa un esquema de control en lazo cerrado en un prototipo de exoesqueleto para extremidades inferiores humanas. El esquema incluye el conocimiento de la dinámica del exoesqueleto y de sus actuadores, que en este caso son servomotores RC, además de la estimación de velocidad articular en base a la medición de posición articular. Este exoesqueleto está enfocado en las extremidades inferiores, ya que la discapacidad más frecuente es la relacionada con el uso de las piernas.

Índice General

Agradecimientos	iv
Resumen	v
Índice de Tablas	viii
Índice de Figuras	ix
1 Introducción	1
1.1 Antecedentes	2
1.2 Planteamiento del problema	7
1.3 Objetivo general	7
1.4 Objetivos particulares	8
1.5 Hipótesis	8
1.6 Metodología	8
1.7 Alcance y limitaciones	9
1.8 Organización del documento	9
2 Modelo de exoesqueleto y actuadores	11
2.1 Introducción	11
2.2 Análisis cinemático de exoesqueleto	12
2.2.1 Parámetros D-H para exoesqueleto	13
2.3 Modelo dinámico de exoesqueleto	17
2.3.1 Cálculo de energía cinética	17
2.3.2 Cálculo de energía potencial	18
2.3.3 Cálculo de lagrangiano y obtención de modelo dinámico	19
2.4 Modelo dinámico de servomotor	20
2.5 Modelo dinámico del exoesqueleto con servomotores	27
3 Caracterización de parámetros y control	28
3.1 Introducción	28
3.1.1 Modelo para la señal PWM y voltaje del potenciómetro de retroalimentación	29
3.1.2 Estimación de coeficientes c_1 , c_2 , c_3 y c_5	31
3.1.3 Estimación del coeficiente c_4	33
3.2 Controlador	34

4 Resultados	37
4.1 Simulaciones computacionales	37
4.1.1 Validación de metodología de estimación con ruido	37
4.1.2 Simulación de modelo dinámico completo	41
4.2 Resultados experimentales	52
4.2.1 Servomotor	53
4.2.2 Exoesqueleto	60
Conclusiones	74
Trabajo futuro	75
Bibliografía	76
Apéndices	
A Posiciones y velocidades articulares deseadas	79
A.1 Posiciones articulares	79
A.2 Velocidades articulares	86
B Resultados experimentales de extremidad inferior izquierda	94
B.1 Seguimiento de trayectorias	95
B.2 Señales de control	102

Índice de Tablas

2.2.1 Tabla de parámetros simbólicos D-H para la extremidad inferior derecha en fase de apoyo.	15
2.2.2 Tabla de parámetros simbólicos D-H para la extremidad inferior derecha en fase de balanceo.	17
4.2.1 Valores numéricos obtenidos de los parámetros del servomotor físico.	58
4.2.2 Errores obtenidos en el seguimiento de trayectorias para la extremidad inferior derecha e izquierda.	68

Índice de Figuras

1.1	Ejemplos de clases de exoesqueletos: a) Amplificador de fuerza (BLEEX), b) de interacción háptica (Exostation), c) para rehabilitación (HAL).	2
1.2	Porcentaje de población por tipo de discapacidad en México.	3
1.3	Línea de tiempo del desarrollo de exoesqueletos.	6
2.1	a) Diagrama esquemático de exoesqueleto. b) CAD del mecanismo de exoesqueleto propuesto. c) Prototipo de exoesqueleto.	14
2.2	Esquema usado para el análisis cinemático en la fase de apoyo de la caminata.	15
2.3	Esquema usado para el análisis cinemático en la fase de balanceo de la caminata.	16
2.4	Diagrama de entrada-salida del modelo dinámico del exoesqueleto.	20
2.5	Representación esquemático del sistema electromecánico de un servomotor.	20
2.6	Diagrama esquemático de un motor de corriente directa con carga acoplada mediante engranajes.	23
2.7	Diagrama esquemático de un servomotor.	25
3.1	Equivalencia de una señal PWM con el voltaje de corriente directa V_i .	29
3.2	Obtención de los coeficientes k_i y V_{ioff} .	30
3.3	Obtención de los coeficientes p y V_{poff} .	31
3.4	Obtención de los coeficientes k_{p2} y V'_{ioff} .	32
3.5	Diagrama de control por par calculado.	35
4.1	Salidas medidas del modelo de servomotor (4.1.1).	38
4.2	Respuesta en el tiempo de modelos estimados de salida medida sin filtro.	39
4.3	Salidas obtenidas con modelo con parámetros estimados y salida con filtro Butterworth.	40
4.4	Salidas obtenidas con modelo con parámetros estimados y salida con filtro FIR.	40
4.5	Salidas obtenidas con modelo con parámetros estimados y salida con filtro de mediana.	41
4.6	Error de posición articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 1.	44
4.7	Error de velocidad articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 1.	44
4.8	Error de posición articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 2.	45
4.9	Error de velocidad articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 2.	46

4.10	Error de posición articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 3.	47
4.11	Error de velocidad articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 3.	47
4.12	Salida de control obtenida para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 3.	48
4.13	Error de posición articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 4.	49
4.14	Error de velocidad articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 4.	49
4.15	Salida de control obtenida para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 4.	50
4.16	Error de posición articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 5.	51
4.17	Error de velocidad articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 5.	51
4.18	Salida de control obtenida para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 5.	52
4.19	Servomotor RC <i>Power HD High-Torque Servo 1501MG</i>	53
4.20	Arduino TM Mega 2560.	54
4.21	Voltaje de potenciómetro medido y filtrado.	55
4.22	Obtención experimental de los coeficientes k_i y V_{ioff}	56
4.23	Obtención experimental de los coeficientes p y V_{poff}	56
4.24	Obtención experimental de los coeficientes k_{p2} y V'_{ioff}	57
4.25	Voltaje de potenciómetro para una secuencia de ángulos de entrada.	58
4.26	Comparación entre las posiciones angulares deseadas y las medidas del servomotor.	59
4.27	Voltaje de potenciómetro para una trayectoria de posición angular continua.	59
4.28	Comparación entre las posiciones angulares deseadas y las medidas del servomotor.	60
4.29	Vista frontal del prototipo de exoesqueleto.	61
4.30	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 1 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.	62
4.31	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 2 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.	63
4.32	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 3 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.	64
4.33	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 4 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.	65
4.34	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 5 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.	66
4.35	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 6 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.	67
4.36	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 7 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.	68

4.37	Movimientos realizados por las extremidades inferiores en el ciclo de caminata: a) Ambas extremidades inferiores en apoyo, b) extremidad inferior derecha en balanceo y extremidad inferior derecha en apoyo, c) extremidad inferior derecha en apoyo y extremidad inferior derecha en balanceo.	69
4.38	Salida de control para articulación 1 de la extremidad inferior derecha.	70
4.39	Salida de control para articulación 2 de la extremidad inferior derecha.	70
4.40	Salida de control para articulación 3 de la extremidad inferior derecha.	71
4.41	Salida de control para articulación 4 de la extremidad inferior derecha.	71
4.42	Salida de control para articulación 5 de la extremidad inferior derecha.	72
4.43	Salida de control para articulación 6 de la extremidad inferior derecha.	72
4.44	Salida de control para articulación 7 de la extremidad inferior derecha.	73
A.1	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 1 en la extremidad infe- rior derecha.	79
A.2	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 2 en la extremidad infe- rior derecha.	80
A.3	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 3 en la extremidad infe- rior derecha.	80
A.4	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 4 en la extremidad infe- rior derecha.	81
A.5	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 5 en la extremidad infe- rior derecha.	81
A.6	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 6 en la extremidad infe- rior derecha.	82
A.7	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 7 en la extremidad infe- rior derecha.	82
A.8	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 1 en la extremidad infe- rior izquierda.	83
A.9	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 2 en la extremidad infe- rior izquierda.	83
A.10	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 3 en la extremidad infe- rior izquierda.	84
A.11	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 4 en la extremidad infe- rior izquierda.	84
A.12	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 5 en la extremidad infe- rior izquierda.	85
A.13	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 6 en la extremidad infe- rior izquierda.	85
A.14	Trayectoria de referencia de posición para la articulación 7 en la extremidad infe- rior izquierda.	86
A.15	Velocidad de referencia para la articulación 1 en la extremidad inferior derecha.	86
A.16	Velocidad de referencia para la articulación 2 en la extremidad inferior derecha.	87
A.17	Velocidad de referencia para la articulación 3 en la extremidad inferior derecha.	87
A.18	Velocidad de referencia para la articulación 4 en la extremidad inferior derecha.	88
A.19	Velocidad de referencia para la articulación 5 en la extremidad inferior derecha.	88

A.20	Velocidad de referencia para la articulación 6 en la extremidad inferior derecha.	89
A.21	Velocidad de referencia para la articulación 7 en la extremidad inferior derecha.	89
A.22	Velocidad de referencia para la articulación 1 en la extremidad inferior izquierda.	90
A.23	Velocidad de referencia para la articulación 2 en la extremidad inferior izquierda.	90
A.24	Velocidad de referencia para la articulación 3 en la extremidad inferior izquierda.	91
A.25	Velocidad de referencia para la articulación 4 en la extremidad inferior izquierda.	91
A.26	Velocidad de referencia para la articulación 5 en la extremidad inferior izquierda.	92
A.27	Velocidad de referencia para la articulación 6 en la extremidad inferior izquierda.	92
A.28	Velocidad de referencia para la articulación 7 en la extremidad inferior izquierda.	93
B.1	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 1 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.	95
B.2	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 2 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.	96
B.3	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 3 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.	97
B.4	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 4 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.	98
B.5	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 5 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.	99
B.6	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 6 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.	100
B.7	Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 7 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.	101
B.8	Salida de control para articulación 1 de la extremidad inferior izquierda.	102
B.9	Salida de control para articulación 2 de la extremidad inferior izquierda.	102
B.10	Salida de control para articulación 3 de la extremidad inferior izquierda.	103
B.11	Salida de control para articulación 4 de la extremidad inferior izquierda.	103
B.12	Salida de control para articulación 5 de la extremidad inferior izquierda.	104
B.13	Salida de control para articulación 6 de la extremidad inferior izquierda.	104
B.14	Salida de control para articulación 7 de la extremidad inferior izquierda.	105

Capítulo 1

Introducción

Un exoesqueleto se define como el esqueleto externo que recubre la superficie de los animales del filo artrópodos, y que les sirve de protección y sostén para su cuerpo. En el caso de los exoesqueletos artificiales para humanos [1], que se basan en los que poseen dichos animales, son dispositivos mecánicos que se adaptan al cuerpo del operador y funcionan en conjunto con sus movimientos. El exoesqueleto artificial sirve como apoyo y puede ser utilizado como un dispositivo de asistencia para la realización de movimientos o para aumentar el rendimiento de una persona con discapacidad.

La diferencia entre un exoesqueleto y una prótesis es que la prótesis robótica reemplaza por completo la extremidad y el exoesqueleto mecánico potencia o complementa las capacidades de la misma. Por otro lado, las órtesis son una forma médica de exoesqueleto que consiste en una estructura mecánica que se relaciona con la anatomía de la extremidad humana con el propósito de restaurar funciones perdidas o débiles.

De acuerdo con Makhtar y colaboradores [2], la implementación de exoesqueletos puede clasificarse de acuerdo con sus capacidades o aplicaciones en amplificadores de fuerza, interacción háptica y rehabilitación. En la figura 1.1 se muestran ejemplos de exoesqueletos que corresponden a esta clasificación.

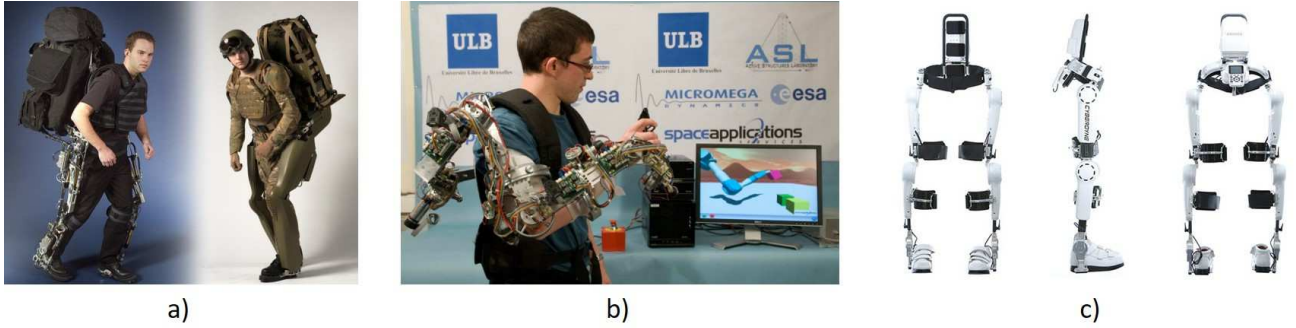


Figura 1.1: Ejemplos de clases de exoesqueletos: a) Amplificador de fuerza (BLEEX), b) de interacción háptica (Exostation), c) para rehabilitación (HAL).

Estas tecnologías requieren de componentes como sensores y actuadores que les permitan realizar su función. Por ello, también es útil conocer, analizar y aprovechar el modelo de la dinámica del actuador en la estrategia de control, y en caso de ser desconocidos los parámetros involucrados en él, caracterizar cuantitativamente sus parámetros, con la finalidad de tomarlos en cuenta en algoritmos y controladores que se implementan para reducir los errores que surgen en las diversas aplicaciones.

En este trabajo, el modelo de actuador que se analiza y al que se le realiza una caracterización es un servomotor RC, que cuenta con un sistema de realimentación (potenciómetro) para conocer la posición angular de su eje.

1.1 Antecedentes

Según el Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática (INEGI), una persona discapacitada es aquella que tiene una o más deficiencias físicas, mentales, intelectuales o sensoriales y que al interactuar con distintos ambientes del entorno social pueden impedir su participación plena y efectiva en igualdad de condiciones. Con base en el informe mundial sobre la discapacidad de la OMS [3], se estima que el 15 % de la población mundial vive con una discapacidad, es

decir, más de mil millones de personas. En un futuro, la discapacidad será un motivo de preocupación aún mayor debido a que el número de personas con discapacidad está creciendo. Tan solo en la Región de las Américas, alrededor de 140 millones de personas viven con cualquier tipo de discapacidad. Las características de la discapacidad de un país están influidas por tendencias en problemas de salud y en los factores ambientales. En el 2014, en México el 6.4 % de la población reportó tener al menos una discapacidad (7.65 millones de personas). En la figura 1.2 se muestra los tipos de discapacidad y el porcentaje de población que los padecen en México.



Figura 1.2: Porcentaje de población por tipo de discapacidad en México.

Estas cifras fueron obtenidas del INEGI y el porcentaje se calculó con base en el total de la población con discapacidad, y se consideró que una persona puede tener más de un tipo de discapacidad.

El tipo de discapacidad que más se presenta es la dificultad para caminar. Un tratamiento para los pacientes que tienen esta dificultad de locomoción es la rehabilitación por terapias asistidas por fisioterapeutas, realizando ejercicios específicos. Otra manera tradicional es utilizando una caminadora eléctrica.

Tomando en cuenta este problema mundial y el impacto que tiene en la calidad de vida de las personas, ha surgido la necesidad de crear nuevas tecnologías que permitan mejorar el estilo de vida de las personas con esta discapacidad. Una solución es el diseño de dispositivos auxiliares que ayuden en el proceso de rehabilitación de la persona. El uso de dispositivos de asistencia ha mostrado ser una alternativa real para la recuperación de las capacidades motrices de los pacientes [4] [5].

Las personas con discapacidad que tengan acceso a estas tecnologías podrían mejorar su autonomía, y reducir los costos de asistencia y apoyo. Por lo tanto, existe la necesidad de estudiar y desarrollar este tipo de tecnologías que ayude a las personas que presenten alguna discapacidad para caminar.

Desde hace años se han ido desarrollando mecanismos que asistan en actividades que involucren la locomoción humana. El registro más antiguo que se tiene de estos mecanismos es el diseñado por N. Yang en 1890 [6], que consistía en un aparato que facilitaba el caminar, correr y saltar, y evitaba la fatiga. En la década de 1950, General Electric Co. tenía la necesidad de un manipulador que fuera capaz de realizar tareas delicadas. Entre 1958 y 1959 se construyó el Handyman [7], que consistía en un par de brazos con manos de pinza que demostró ser el enlace más eficaz entre el hombre y manipulador en ese entonces, sin embargo por su complejidad y costo elevado no se continuó desarrollando. En 1965 se empezó con el desarrollo del Hardiman [8], bajo el concepto de amplificar las capacidades humanas. A finales de 1967 se construyó el prototipo después de realizar pruebas de carga conjunta, pero todavía a fines de 1970 surgieron problemas cinemáticos en los sistemas de las extremidades inferiores humanas, por lo que se cambió el modo de operación utilizando una cuerda de apoyo. En 1974 Vukobratovic et al. [9] desarrollaron órtesis para personas parapléjicas. Los sistemas incluían actuadores hidráulicos o neumáticos para conducir las articulaciones de cadera y rodilla en el plano sagital, pero estaban limitados a movimientos predefinidos. En 1976 Rabischong et al. desarrollaron un sistema

que funciona de acuerdo al concepto de maestro-esclavo, que le permite al paciente en rehabilitación mantener el equilibrio mientras incita a sus músculos a moverse. La idea consistía en que el fisioterapeuta realizara movimientos en el exoesqueleto maestro, que serían seguidos por el exoesqueleto del paciente. En 1978 se fabricó el Active Suit [10], un dispositivo ortopédico modular accionado por medios electromecánicos y microcomputadora programada para ayudar a personas con distrofia muscular. Se utilizó con éxito para fines de pruebas de rehabilitación y de investigación, y fue considerado como el primer exoesqueleto activo en el mundo. En los años 80, Seireg [11] y colaboradores crearon un sistema de exoesqueleto para personas con paraplejía donde se movía la cadera y rodilla por medio de actuadores hidráulicos. A principios de los 90s, Kazerooni [12][13] propuso el análisis de la interacción dinámica del exoesqueleto con el paciente y una serie de estrategias de control para que realizaran las tareas de interés en coordinación. Uno de los exoesqueletos que surgieron en los años 2000 es el denominado Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) [14], que entra en la clasificación de amplificadores de fuerza y es de uso militar. Está diseñado para soportar una carga pesada al transferir su peso al suelo. Por otro lado, en el 2009 surgió el exoesqueleto Hybrid Assistive Limb (HAL) [15], utilizado para la rehabilitación. Cuenta con dos sistemas de control que interactúan para ayudar al usuario a pararse, caminar, subir escaleras, sostener cargas pesadas y mejorar las capacidades de los humanos. El exoesqueleto REX fue desarrollado por REX Bionics en el 2011 [16] y ayuda a las personas con problemas de movilidad a pararse y caminar. A finales del 2012 se empezó a comercializar ReWalk Personal en Europa y en Estados Unidos hasta el 2014. ReWalk es un exoesqueleto robótico portátil que proporciona un movimiento motorizado de cadera y rodilla para permitir a las personas con lesión de la médula espinal pararse, caminar y girar [17]. Ekso Bionics es un desarrollador de exoesqueletos para mejorar la movilidad, fuerza y resistencia. Ekso GT es uno de sus exoesqueletos [18], que fue diseñado en el 2015 para la rehabilitación de accidentes cerebrovasculares y lesiones de la médula espinal. El Phoenix [19] es el exoesqueleto más ligero y avanzado del mundo, fue diseñado en el 2016 por suitX para ayudar a personas con problemas de movilidad a mantenerse erguidos y caminar. En la figura 1.3 se muestra la línea

del tiempo de los avances tecnológicos en exoesqueletos.

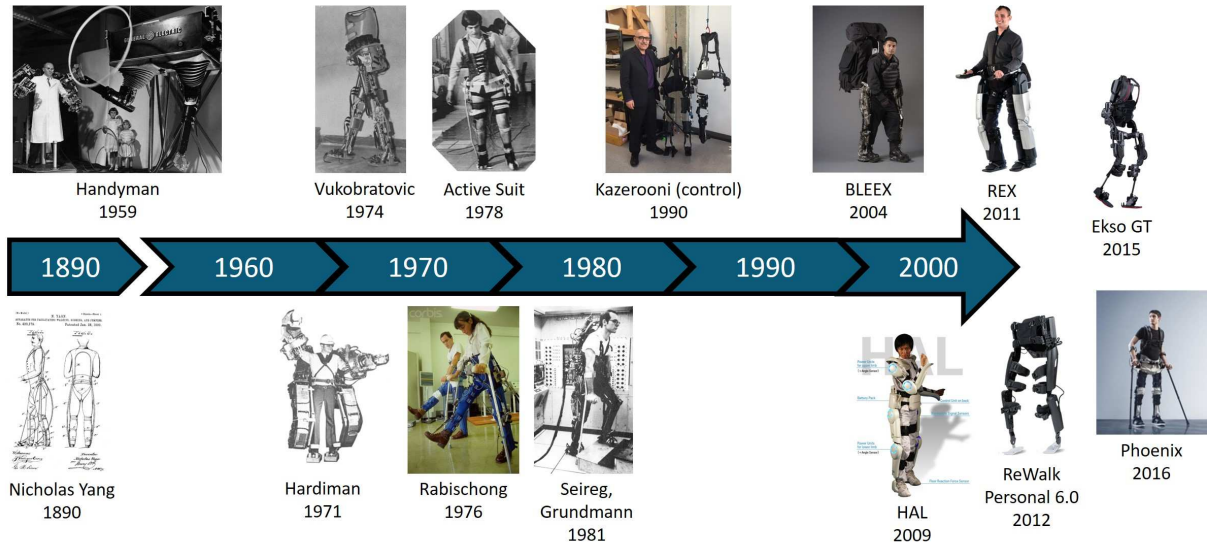


Figura 1.3: Línea de tiempo del desarrollo de exoesqueletos.

En [20], se considera a la extremidad inferior humana como una estructura de siete grados de libertad, con tres grados de libertad rotacionales en la cadera, uno en la rodilla y tres en el tobillo. En [21] se propone un diseño de prototipo de exoesqueleto que cuenta con los siete grados de libertad por extremidad inferior y se presenta su modelo. Después, en [22], se implementa ese prototipo, utilizando servomotores RC como actuadores para las articulaciones. Sin embargo, sólo se logró realizar la implementación en lazo abierto debido a la falta de inclusión del modelo del servomotor RC para conectar la entrada del actuador con la salida del controlador.

Algunos trabajos que involucran el modelado de servomotores son [23] y [24], donde se proponen modelos parciales de servomotores y se aplican ciertas técnicas de estimación y de control para compensar las dinámicas no modeladas del motor de CD y con ello lograr la regulación de posición y velocidad. Por otro lado, en [25] se utiliza un observador de perturbaciones para estimar y compensar incertidumbres que afectan la precisión de un motor de CD, tales como errores de modelado, errores de medición y variaciones en los parámetros.

En trabajos como [26] y [27], proponen un modelo completo de servomotor con sus respectivos

parámetros. En [26] se utiliza una técnica de identificación basada en mínimos cuadrados para estimar los parámetros del modelo y en [27], a pesar de que realizan la validación del modelo, no proporcionan la metodología para estimar los valores numéricos de los parámetros del servomotor.

En base a esta revisión, en este trabajo se propone resolver parte de estas limitaciones para controlar una plataforma de exoesqueleto, lo cual se explica a continuación.

1.2 Planteamiento del problema

Para la implementación de un controlador en un exoesqueleto es necesario tomar en cuenta el modelo de sus actuadores. Sin embargo, en algunos trabajos solo se proponen modelos parciales del actuador que posee el exoesqueleto de este trabajo, que es un servomotor RC, y los que proponen el modelo completo solo lo presentan en función de transferencia, lo que dificulta su aplicación en mecanismos multiarticulados, ya que están limitados a sistemas con una sola entrada y una sola salida. Además, no proporcionan los valores numéricos de los parámetros ni la metodología para su estimación.

1.3 Objetivo general

Identificar los parámetros presentes en el modelo de actuadores para controlar en lazo cerrado una plataforma experimental de exoesqueleto de extremidades inferiores que cuenta con 7 grados de libertad por pierna, es decir, 14 en total, y lograr un seguimiento de trayectorias con un error menor a 10° .

1.4 Objetivos particulares

Los objetivos particulares en este trabajo son:

- Proponer un método para la identificación y estimación de parámetros.
- Estimar en tiempo real las posiciones y velocidades articulares requeridas en el controlador.
- Desarrollar el control en lazo cerrado.
- Simular el comportamiento del exoesqueleto ante diferentes casos.
- Realizar el seguimiento de trayectorias de referencia articular en una plataforma experimental de exoesqueleto de extremidades inferiores de 14 grados de libertad.

1.5 Hipótesis

Mediante la identificación de los parámetros presentes en el modelo dinámico del actuador, que es utilizado en un exoesqueleto de extremidades inferiores humanas con modelo dinámico conocido, es posible aplicar un sistema de control de lazo cerrado y lograr el seguimiento de trayectorias de referencia con un error menor a 10° .

1.6 Metodología

La metodología utilizada en este trabajo es:

1. Revisión bibliográfica.
2. Revisión del modelo dinámico del exoesqueleto y sus respectivas trayectorias de referencia.

3. Modelado e identificación de actuadores.
4. Obtención del modelo unificado de exoesqueleto con actuadores (servomotores).
5. Estimación de velocidad en tiempo real con los valores de las posiciones articulares de los servomotores.
6. Simulaciones del modelo unificado con un controlador.
7. Desarrollo del control y estimación en lazo cerrado.
8. Pruebas experimentales en la plataforma.
9. Obtención de resultados.

1.7 Alcance y limitaciones

El trabajo tiene como alcance proponer un método para la identificación de los parámetros del modelo de un actuador y utilizarlo en la implementación de un controlador en lazo cerrado en un prototipo de un exoesqueleto de extremidades inferiores de 14 grados de libertad.

Debe considerarse que este trabajo cuenta con algunas limitaciones, como que el prototipo con el que se cuenta para realizar las pruebas no está hecho en tamaño real, lo que implica que solo se pueden realizar pruebas sin considerar al portador.

1.8 Organización del documento

La tesis está dividida en 4 capítulos, y el contenido de los siguientes capítulos se describe a continuación: En el capítulo 2 se muestra el análisis cinemático del exoesqueleto utilizando el algoritmo de Denavit-Hartenberg y la metodología para obtener el modelo dinámico por medio de

las ecuaciones de movimiento de Lagrange. Además se expone cómo obtener el modelo dinámico del servomotor al ser dividido en subsistemas. Se presenta el modelo dinámico completo que contiene el modelo del exoesqueleto y del servomotor. En el capítulo 3 se realiza la caracterización de los parámetros involucrados en el modelo del servomotor, ya que los valores son desconocidos. También se presenta la ley de control que se utiliza tanto en las simulaciones como en la parte experimental. En el capítulo 4 se muestran los resultados de las simulaciones del modelo del servomotor y del modelo dinámico completo. Para el caso del modelo completo, se muestran los errores obtenidos entre las trayectorias deseadas con las obtenidas en la simulación, además de las salidas de la ley de control para el sistema en lazo cerrado. Por último, se exponen los resultados obtenidos al implementar un controlador en lazo cerrado en el prototipo de un exoesqueleto de extremidades inferiores, para el seguimiento de trayectorias.

Capítulo 2

Modelo de exoesqueleto y actuadores

2.1 Introducción

El modelo dinámico permite explicar los fenómenos físicos que se encuentran en la estructura mecánica del robot entre el movimiento de un mecanismo y las fuerzas implicadas en el mismo. Este modelo relaciona matemáticamente:

1. La localización del mecanismo definida por sus variables articulares o por las coordenadas de localización de su extremo, y sus derivadas (velocidad y aceleración).
2. Las fuerzas y pares aplicados en las articulaciones o en el extremo del mecanismo.
3. Los parámetros dimensionales del mecanismo.

Los actuadores del mecanismo o exoesqueleto, tienen dinámica propia, la cual conviene que sea añadida al modelo del exoesqueleto para mejor la descripción de la dinámica del sistema y tener la relación entre las variables de movimiento del exoesqueleto con las variables de entrada a los actuadores.

En este capítulo se aborda un prototipo de exoesqueleto y se describe la metodología utilizada para el análisis cinemático y la obtención del modelo dinámico. De igual manera, se expone el

modelo dinámico de los actuadores, y el respectivo modelo dinámico completo, que incluye ambos modelos.

2.2 Análisis cinemático de exoesqueleto

Un mecanismo se puede considerar como una cadena cinemática formada por eslabones unidos mediante articulaciones. La cinemática directa [28] consiste en encontrar una matriz homogénea de transformación T que relacione la posición y orientación del extremo del robot respecto del sistema de referencia fijo, que en este caso es la base del mecanismo, a partir de los valores de sus coordenadas articulares.

Se puede utilizar la representación convencional de Denavit-Hartenberg (D-H) para establecer el sistema de coordenadas correspondiente a cada eslabón y así obtener las ecuaciones cinemáticas de todo el exoesqueleto mediante 4 transformaciones básicas que dependen de sus características geométricas. Estas transformaciones permiten relacionar el sistema de referencia del elemento i con el sistema del elemento $i - 1$ y se han de realizar en el siguiente orden:

1. Rotación alrededor del eje z_{i-1} un ángulo θ_i .
2. Traslación a lo largo de z_{i-1} una distancia d_i ; vector $d_i(0, 0, d_i)$.
3. Traslación a lo largo de x_i una distancia a_i ; vector $a_i(0, 0, a_i)$.
4. Rotación alrededor del eje x_i un ángulo α_i .

Al realizar estas transformaciones, se obtiene la matriz de transformación homogénea A , que representa la posición y orientación entre 2 eslabones consecutivos

$$A_i^{i-1} = T(z, \theta_i)T(0, 0, d_i)T(a_i, 0, 0)T(x, \alpha_i) \quad (2.2.1)$$

donde θ_i , d_i , a_i y α_i corresponden a los parámetros D-H del vínculo i . Por lo tanto, al considerar todos los grados de libertad, se obtiene la matriz T_i^0 mediante el producto de un conjunto de matrices A_i^{i-1} , que relaciona al i -ésimo sistema de referencia en términos de la trama base.

$$T_i^0 = A_1^0 A_2^1 \dots A_i^{i-1} \quad (2.2.2)$$

Que esta conformada por:

$$T_i^0 = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & P_x \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & P_y \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_i & P_i \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.2.3)$$

donde R_i representa la matriz de rotación y P_i es el vector de traslación.

2.2.1 Parámetros D-H para exoesqueleto

Para la obtención de los parámetros D-H, el exoesqueleto se representa como un conjunto de n eslabones unidos por n articulaciones, que conforman sus grados de libertad.

En las figuras 2.1a y 2.1b se muestra el diseño del mecanismo de exoesqueleto presentado en [21] con su respectivo diagrama esquemático de 14 grados de libertad, donde q_i representan las variables articulares para $i = 1, 2, 3, \dots, 14$. Además en la figura 2.1c se puede apreciar un prototipo a escala de dicho diseño impreso en 3D desarrollado en [22], que cuenta con 14 servomotores para cada grado de libertad. Para esta tesis se cuenta con dicho prototipo a escala para implementar una metodología de control retroalimentado del exoesqueleto.

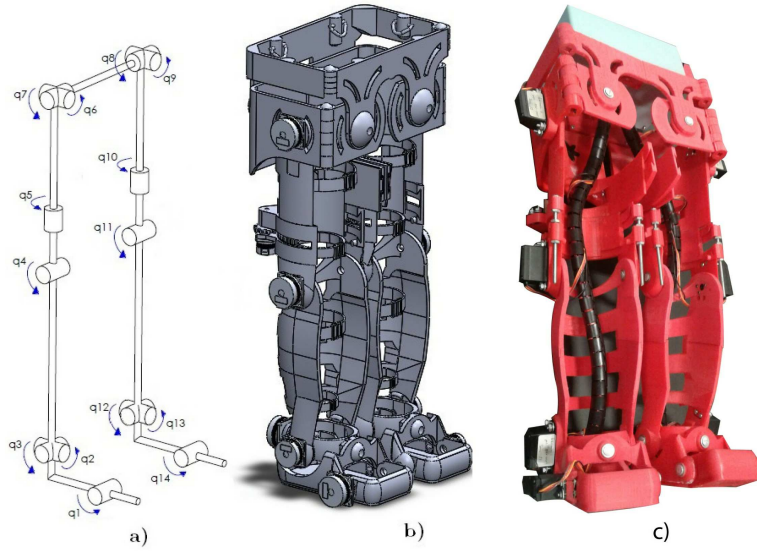


Figura 2.1: a) Diagrama esquemático de exoesqueleto. b) CAD del mecanismo de exoesqueleto propuesto. c) Prototipo de exoesqueleto.

En [21] se realiza el análisis cinemático considerando el ciclo de caminata en cada extremidad inferior. El ciclo de caminata se divide de manera convencional en dos fases principales: apoyo y balanceo. A continuación se presentan los parámetros D-H obtenidos en cada fase.

Fase de apoyo

La figura 2.2 representa el esquema utilizado para el análisis cinemático del exoesqueleto en fase de apoyo, en el que se muestra la asignación de los sistemas coordenados de cada extremidad inferior (S_i) conformados por los vectores x_i (rojo), y_i (verde) y z_i (azul), con $i = 1, 2, 3, \dots, 7$. Además, en la figura 2.2 se muestran factores relacionados a cada extremidad inferior, donde e_i representa cada i -ésimo vínculo con $i = 1, 2, 3, \dots, 7$; C_{mi} son los centros de masa del i -ésimo vínculo con $i = 1, 2, 3, \dots, 7$; q_i son las coordenadas articulares con $i = 1, 2, 3, \dots, 7$, y L_j es la distancia entra cada articulación con $j = 1, 2, 3, \dots, 8$. Para ambas extremidades inferiores el sistema de coordenadas base S_0 está en la articulación de los dedos del pie, vínculo e_0 .

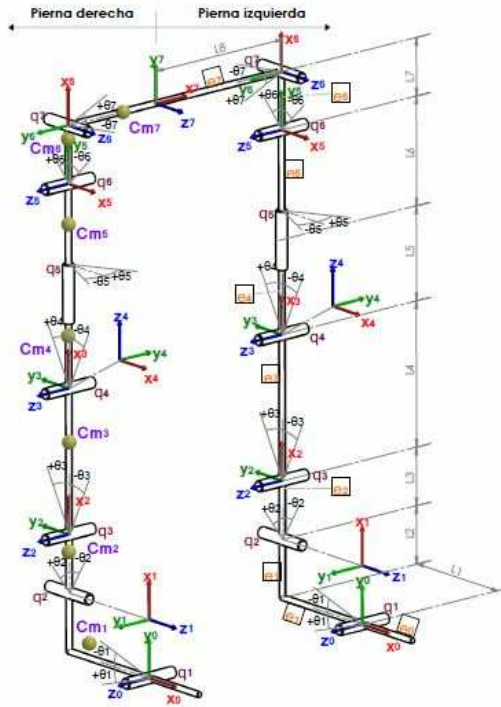


Figura 2.2: Esquema usado para el análisis cinemático en la fase de apoyo de la caminata.

En el esquema anterior se considera que los centros de masa C_{mi} y las distancias L_j son similares para ambas extremidades inferiores. Debido a que existe sincronización durante la marcha humana y simetría en las extremidades inferiores, en la siguiente tabla sólo se presentan los parámetros de D-H para la fase de apoyo en la extremidad inferior derecha.

Tabla 2.2.1: Tabla de parámetros simbólicos D-H para la extremidad inferior derecha en fase de apoyo.

i	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	$q_1 + 90^\circ$	0	L2	90°
2	q_2	-L1	L3	-90°
3	q_3	0	L4	0°
4	$q_4 - 90^\circ$	0	0	-90°
5	q_5	L5+L6	0	90°
6	$q_6 + 90^\circ$	0	L7	90°
7	$q_7 - 90^\circ$	0	L8	0°

Los parámetros D-H de la extremidad inferior izquierda son similares, solo difiere en el signo de a_7 .

Fase de balanceo

La figura 2.3 representa el esquema utilizado para el análisis cinemático del exoesqueleto en fase de balanceo, en el que se muestra la asignación de los sistemas coordenados de cada extremidad inferior (S_i). Los elementos involucrados en el esquema están definidos de la misma forma que en la fase de apoyo.

A diferencia de la fase de apoyo, en esta fase el sistema de coordenadas base S_0 se coloca en el grado de libertad correspondiente a la cadera y la trama de efector final S_7 se encuentra en la punta de los dedos del pie.

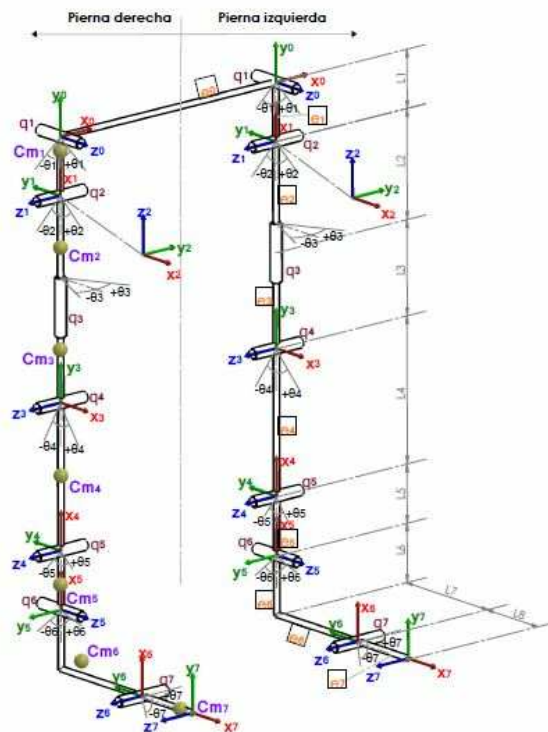


Figura 2.3: Esquema usado para el análisis cinemático en la fase de balanceo de la caminata.

Los parámetros de D-H para la fase de balanceo de la extremidad inferior derecha se presentan en la tabla 2.2.2, y que son los mismos para la extremidad inferior izquierda.

Tabla 2.2.2: Tabla de parámetros simbólicos D-H para la extremidad inferior derecha en fase de balanceo.

i	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	$q_1 + 90^\circ$	0	-L1	-90°
2	$q_2 - 90^\circ$	0	0	-90°
3	q_3	$-(L2+L3)$	0	90°
4	$q_4 + 90^\circ$	0	-L4	0°
5	q_5	0	-L5	90°
6	q_6	L7	-L6	-90°
7	$q_7 - 90^\circ$	0	L8	0°

A partir de estos parámetros, se obtienen las matrices de transformación homogénea A_i^{i-1} utilizando la metodología descrita y así conocer la posición y orientación de un punto de interés de las extremidades inferiores del exoesqueleto en cualquiera de las dos fases de la caminata.

2.3 Modelo dinámico de exoesqueleto

El modelo dinámico del exoesqueleto puede obtenerse mediante la formulación lagrangiana que consta de las siguientes etapas: Cálculo de la energía cinética, cálculo de la energía potencial, cálculo del lagrangiano y el desarrollo de las ecuaciones de Euler-Lagrange.

2.3.1 Cálculo de energía cinética

La energía cinética del i -ésimo vínculo en un manipulador, k_i , está en términos que involucran a la velocidad lineal del centro de masa del vínculo y a la velocidad angular del vínculo, y se obtiene mediante

$$k_i = \frac{1}{2} m_i v_{c_i}^T v_{c_i} + \frac{1}{2} \omega_i^T I_i \omega_i \quad (2.3.1)$$

donde m_i es la masa del i -ésimo vínculo, v_{c_i} es la velocidad lineal del i -ésimo vínculo, ω_i es la velocidad angular del i -ésimo vínculo y I_i es el tensor inercial del i -ésimo vínculo.

La energía cinética total de un manipulador es la suma de la energía cinética en cada vínculo, que se expresa como

$$K_T = \sum_{i=1}^n k_i \quad (2.3.2)$$

donde n es el número de articulaciones del manipulador. La energía cinética $K_T(q, \dot{q})$ incluye el movimiento de traslación y rotación.

2.3.2 Cálculo de energía potencial

La energía potencial del i -ésimo vínculo de un manipulador, u_i , se obtiene mediante

$$u_i = -m_i g_0^T p_{0cm_i} + u_{ref_i} \quad (2.3.3)$$

donde g_0 es el vector de gravedad, que está expresado desde la trama base como $[g_x \ g_y \ g_z]$, p_{0cm_i} es el vector que localiza el centro de masa del i -ésimo vínculo y u_{ref_i} es la constante elegida para que el valor mínimo de u_i sea cero.

La energía potencial total de un manipulador es la suma de la energía potencial en cada vínculo, que se expresa como

$$U_T = \sum_{i=1}^n u_i \quad (2.3.4)$$

2.3.3 Cálculo de lagrangiano y obtención de modelo dinámico

El lagrangiano $L(q, \dot{q})$ de un robot manipulador de n grados de libertad es la diferencia entre la energía cinética K_T y la energía potencial U_T , que es

$$L(q, \dot{q}) = K_T(q, \dot{q}) - U_T(q) \quad (2.3.5)$$

La ecuación de movimiento de Lagrange para un manipulador de n grados de libertad, está dada por

$$\tau = \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial L}{\partial q} \quad (2.3.6)$$

Las n ecuaciones del modelo dinámico (2.3.6) se pueden reescribir en función de las posiciones y velocidades articulares en la forma compacta

$$M(q)\ddot{q} + H(q, \dot{q}) + G(q) = \tau \quad (2.3.7)$$

donde $q \in \mathbb{R}^n$ es el vector de coordenadas generalizadas o posiciones articulares, $\dot{q} \in \mathbb{R}^n$ es el vector de velocidades articulares, $\ddot{q} \in \mathbb{R}^n$ es el vector de aceleraciones articulares, $M(q) \in \mathbb{R}^{n \times n}$ es la matriz de inercia, la cual es simétrica y definida positiva, $H(q, \dot{q}) \in \mathbb{R}^n$ es el vector de fuerzas centrípetas y de Coriolis, y $G(q) \in \mathbb{R}^n$ es el vector de fuerzas o pares gravitacionales.

El modelo (2.3.7) puede ser visto como un sistema dinámico con el vector τ como entrada y de salida los vectores q y \dot{q} . Esto se puede ilustrar en la figura 2.4.



Figura 2.4: Diagrama de entrada-salida del modelo dinámico del exoesqueleto.

2.4 Modelo dinámico de servomotor

En esta sección, se analiza el modelo dinámico del servomotor RC, ya que se utiliza como actuador de cada articulación del exoesqueleto, como en [21] y [22]. Un servomotor posee la característica de situar su flecha en una determinada posición, de acuerdo a su capacidad de giro, y mantenerse estable en dicha posición. El modelo matemático de un servomotor puede estudiarse por subsistemas, que involucran la parte eléctrica, mecánica y electrónica, para posteriormente ser incorporados en un solo modelo, como se presenta en el trabajo [27]. La obtención del modelo del servomotor parte del sistema electromecánico ilustrado en la figura 2.5.

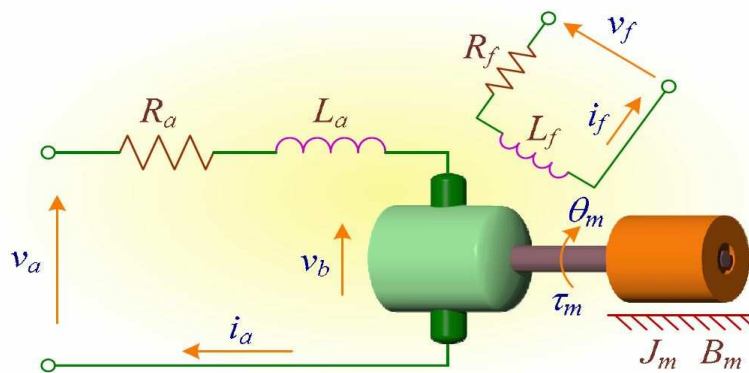


Figura 2.5: Representación esquemática del sistema electromecánico de un servomotor.

En el subsistema eléctrico, el flujo magnético ψ generado por el circuito de campo del motor es proporcional a la corriente de campo

$$\psi = k_f i_f \quad (2.4.1)$$

donde k_f es una constante de proporcionalidad. El par desarrollado por el motor τ_m es proporcional al flujo magnético y a la corriente de armadura i_a , es decir

$$\tau_m = k_1 i_a \psi \quad (2.4.2)$$

donde k_1 es una constante de proporcionalidad. Si la corriente de campo i_f se mantiene constante (o en un motor de imanes permanentes el flujo magnético es constante), el flujo magnético de la ecuación (2.4.1) puede ser transformado en una constante k_2 , y ahora el par de la ecuación (2.4.2) se representa como

$$\tau_m = k_1 k_2 i_a \quad (2.4.3)$$

Agrupando las constantes k_1 y k_2 en una constante k_a , el par desarrollado por el motor de la ecuación (2.4.3) puede reescribirse como

$$\tau_m = k_a i_a \quad (2.4.4)$$

Cuando la armadura gira, se induce en ella un voltaje denominado fuerza contraelectromotriz v_b , la cual es proporcional al producto del flujo magnético y la velocidad angular $\dot{\theta}_m$ de la forma

$$v_b = k \psi \dot{\theta}_m \quad (2.4.5)$$

donde k es una constante de proporcionalidad. Para un flujo magnético constante, la fuerza contraelectromotriz es directamente proporcional a la velocidad angular. Considerando una constante de fuerza electromotriz inversa definida por $k_b = k\psi$, entonces la ecuación (2.4.5) puede escribirse como

$$v_b = k_b \dot{\theta}_m \quad (2.4.6)$$

Analizando la malla eléctrica de la figura 2.5, la relación entre la tensión de alimentación v_a y la corriente de armadura i_a se define como

$$v_a = L_a \frac{di_a}{dt} + R_a i_a + v_b \quad (2.4.7)$$

donde L_a es la inductancia de armadura y R_a es la resistencia de armadura.

Analizando el diagrama de cuerpo libre de la figura 2.5, la relación entre la posición del eje θ_m y el par de torsión τ_m corresponde a

$$\tau_m = J_m \ddot{\theta}_m + B_m \dot{\theta}_m \quad (2.4.8)$$

donde J_m es el momento de inercia de masa del motor y B_m representa la fricción viscosa del motor. Así, las ecuaciones (2.4.4), (2.4.6), (2.4.7) y (2.4.8) representan al subsistema electromecánico del servomotor, es decir, su motor de CD sin carga.

Se puede añadir una carga externa a la salida del eje del motor a través de un conjunto de engranajes, como se ilustra en la figura 2.6

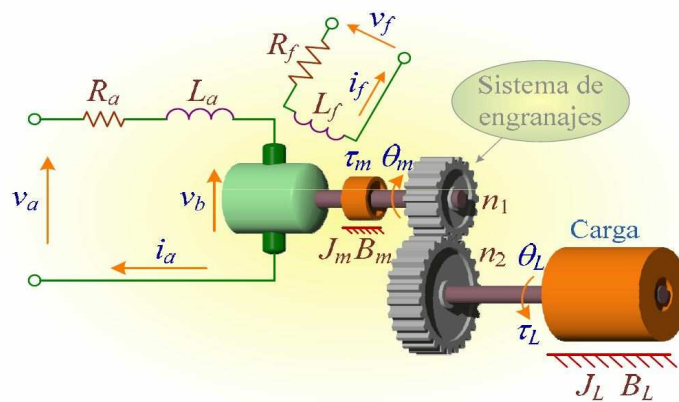


Figura 2.6: Diagrama esquemático de un motor de corriente directa con carga acoplada mediante engranajes.

En la figura 2.6, se involucran directamente la velocidad y fuerza de transmisión del motor hacia la carga. La relación entre la posición angular θ_m con el par de torsión τ_m de la flecha del motor está dada por

$$\tau_m = J_m \ddot{\theta}_m + B_m \dot{\theta}_m + \frac{\tau_L}{n} \quad (2.4.9)$$

donde τ_L es el par de torsión de la carga, $n = \frac{n_2}{n_1}$, n_1 es el número de dientes del engrane de entrada, n_2 es el número de dientes del engrane de salida (en la práctica el engranaje suele componerse de más engranes, que serían equivalentes a la relación n).

Al igualar las ecuaciones (2.4.4) y (2.4.9) se obtiene

$$k_a i_a = J_m \ddot{\theta}_m + B_m \dot{\theta}_m + \frac{\tau_L}{n} \quad (2.4.10)$$

La posición angular de la carga se define como

$$\theta_L = \frac{1}{n}\theta_m \quad (2.4.11)$$

Las ecuaciones (2.4.4), (2.4.6), (2.4.7), (2.4.9) y (2.4.11) describen el comportamiento del motor de CD con engranaje reductor y carga.

Estas ecuaciones pueden manipularse para obtener la relación entre el voltaje de armadura del motor v_a , el par de torsión de la carga τ_L y la posición angular de la carga θ_L . Si se despeja la corriente de armadura i_a de la ecuación (2.4.10) y se sustituye al igual que su derivada en la ecuación (2.4.7), resulta la ecuación diferencial

$$\frac{L_a J_m}{R_a} \ddot{\theta}_L + \left(\frac{L_a}{R_a} B_m + J_m \right) \dot{\theta}_L + \left(\frac{k_a k_b}{R_a} + B_m \right) \theta_L + \frac{1}{n^2} \tau_L + \frac{L_a}{R_a n^2} \dot{\tau}_L = \frac{k_a}{R_a n} v_a \quad (2.4.12)$$

Basados en la teoría de perturbaciones singulares [29] puede reducirse el orden del modelo (2.4.12), ya que describe que al tener un valor positivo suficientemente pequeño (ϵ), como el caso de la inductancia de armadura L_a , entonces se puede aproximar como una ecuación algebraica; lo que simplifica (2.4.12) a

$$n J_m \ddot{\theta}_L + n \left(\frac{k_a k_b}{R_a} + B_m \right) \dot{\theta}_L + \frac{1}{n} \tau_L = \frac{k_a}{R_a} v_a \quad (2.4.13)$$

En la figura 2.7 se aprecia el diagrama esquemático completo de un servomotor al agregar el subsistema electrónico de control.

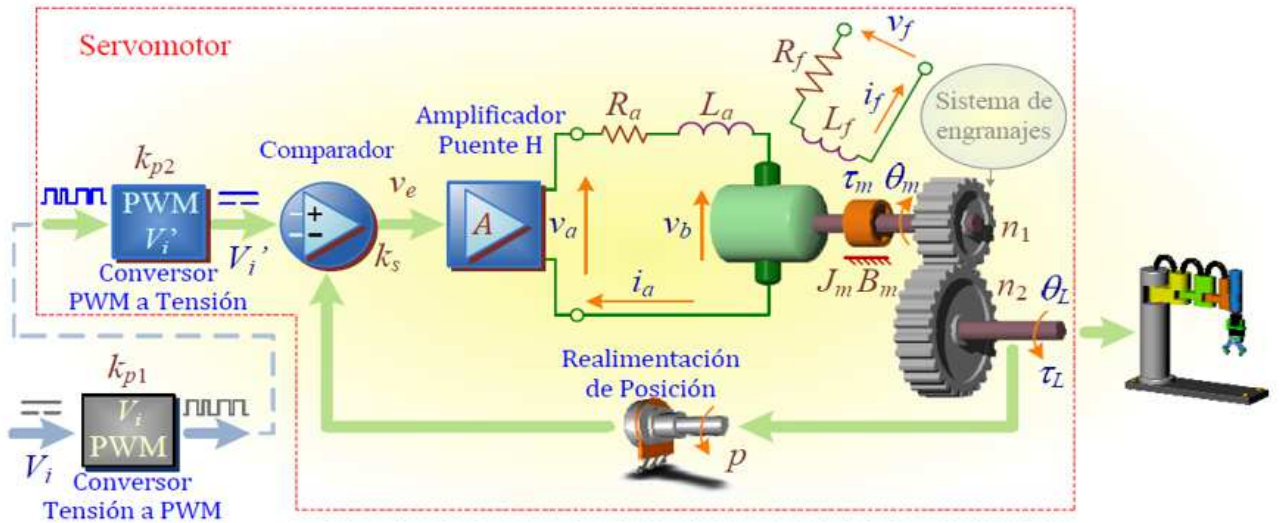


Figura 2.7: Diagrama esquemático de un servomotor.

Al considerar la retroalimentación de posición y el circuito de control del servomotor, la tensión de alimentación de armadura puede escribirse como

$$v_a = Ak_s v_e = Ak_s (V_i' - V_p) \quad (2.4.14)$$

donde A es la ganancia del amplificador corriente (puente H), k_s es la sensibilidad del comparador, v_e es el voltaje de error entre el voltaje de entrada V_i' y el voltaje del potenciómetro V_p . El voltaje de entrada se modela como

$$V_i' = k_{p2} w + V_{ioff}' \quad (2.4.15)$$

donde k_{p2} es una ganancia de entrada y V_{ioff}' un voltaje constante en el circuito electrónico, w es el ancho de pulso de la señal de entrada PWM (por sus siglas del Inglés pulse width modulation). Sea el voltaje del potenciómetro modelado por la ecuación

$$V_p = p\theta_L + V_{poff} \quad (2.4.16)$$

donde p y V_{poff} son parámetros propios del potenciómetro acoplado a la flecha de la carga. Sustituyendo (2.4.15) y (2.4.16) en (2.4.7), resulta la ecuación

$$v_a = Ak_s k_{p2} w + Ak_s V'_{ioff} - Ak_s p \theta_L - Ak_s V_{poff} \quad (2.4.17)$$

El subsistema electrónico puede interconectarse con el subsistema electromecánico del servomotor sustituyendo (2.4.17) en (2.4.13), manipulando algebraicamente se obtiene la ecuación

$$\frac{nJ_m R_a}{k_a A k_s p} \ddot{\theta}_L + \frac{nR_a}{k_a A k_s p} \left(\frac{k_a k_b}{R_a} + B_m \right) \dot{\theta}_L + \theta_L = \frac{k_{p2}}{p} w - \frac{R_a}{n k_a A k_s p} \tau_L + \frac{V'_{ioff} - V_{poff}}{p} \quad (2.4.18)$$

La ecuación diferencial (2.4.18) es un modelo de 2º orden del comportamiento completo del servomotor RC, que puede reescribirse en forma compacta como

$$c_1 \ddot{\theta}_L + c_2 \dot{\theta}_L + \theta_L = c_3 w - c_4 \tau_L + c_5 \quad (2.4.19)$$

donde $c_1 = \frac{nJ_m R_a}{k_a A k_s p}$, $c_2 = \frac{n k_a k_b + n R_a B_m}{k_a A k_s p}$, $c_3 = \frac{k_{p2}}{p}$, $c_4 = \frac{R_a}{n k_a A k_s p}$ y $c_5 = \frac{V'_{ioff} - V_{poff}}{p}$.

La ecuación (2.4.19) puede representarse como un modelo en espacio de estados, definiendo la entrada como el ancho de pulso w de la señal PWM, y los estados como la posición angular q y la velocidad angular \dot{q} de la carga, dado por

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta}_L \\ \ddot{\theta}_L \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -\frac{1}{c_1} & -\frac{c_2}{c_1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_L \\ \dot{\theta}_L \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{c_3}{c_1} \end{bmatrix} w - \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{c_4}{c_1} \end{bmatrix} \tau_L + \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{c_5}{c_1} \end{bmatrix} \quad (2.4.20)$$

2.5 Modelo dinámico del exoesqueleto con servomotores

La ecuación (2.4.20) es un modelo de estado que representa la dinámica del servomotor RC, cuyas entradas son el ancho de pulso w de la señal PWM y la carga del motor τ_L como una perturbación del sistema.

Por otro lado, si se considera que el exoesqueleto posee un servomotor RC por cada articulación, entonces la ecuación (2.4.19) expresada en forma compacta considerando todos los servomotores es

$$A_1\ddot{q} + A_2\dot{q} + q = B_1w - B_2\tau_L + C_1 \quad (2.5.1)$$

donde $q \in \mathbb{R}^n$ es el vector de todas las posiciones articulares θ_L , $\dot{q} \in \mathbb{R}^n$ es el vector de todas las velocidades articulares $\dot{\theta}_L$ y $\ddot{q} \in \mathbb{R}^n$ es el vector de todas las aceleraciones articulares $\ddot{\theta}_L$. Los coeficientes se encuentran en las matrices diagonales definidas como $A_1 = \text{diag}\{c_{11}, c_{12}, \dots, c_{1n}\}$, $A_2 = \text{diag}\{c_{21}, c_{22}, \dots, c_{2n}\}$, $B_1 = \text{diag}\{c_{31}, c_{32}, \dots, c_{3n}\}$, $B_2 = \text{diag}\{c_{41}, c_{42}, \dots, c_{4n}\}$ y $C_1 = \text{diag}\{c_{51}, c_{52}, \dots, c_{5n}\}$.

Sustituyendo la ecuación (2.3.7) del modelo dinámico del exoesqueleto en la ecuación (2.5.1), el modelo dinámico completo es

$$(A_1 + B_2M(q))\ddot{q} + (A_2\dot{q} + B_2H(q, \dot{q})) + q + B_2G(q) - C_1 = B_1w \quad (2.5.2)$$

En el modelo completo de la ecuación (2.5.2) se considera el modelo del exoesqueleto, el modelo de los actuadores (servomotores), la retroalimentación del potenciómetro, y el valor de compensación para el voltaje retroalimentado y el de la señal de PWM. Sin embargo, los valores numéricos de sus parámetros c_1 , c_2 , c_3 , c_4 y c_5 se suponen desconocidos. Por lo tanto, en el siguiente capítulo se presenta un método de caracterización de dichos parámetros.

Capítulo 3

Caracterización de parámetros y control

3.1 Introducción

El modelo planteado en la ecuación (2.5.2), involucra parámetros del exoesqueleto y de los actuadores. Mientras que los valores de los parámetros presentes en el modelo del exoesqueleto son datos conocidos o medibles, como masas y longitudes, los parámetros del servomotor son desconocidos o no pueden ser medidos directamente.

A continuación se propone una metodología para estimar el valor de los coeficientes c_1 , c_2 , c_3 , c_4 y c_5 , que son los elementos que conforman la diagonal de las matrices A_1 , A_2 , B_1 , B_2 y C_1 , respectivamente, incluidas en la ecuación (2.5.2). Para estimar dichos coeficientes, la metodología propuesta requiere medición de la señal de entrada PWM mandada al servomotor, de la señal de salida $q = \theta_L$, que corresponde a la posición angular del servomotor, y de la medición del voltaje V_p del potenciómetro de retroalimentación del servomotor.

3.1.1 Modelo para la señal PWM y voltaje del potenciómetro de retroalimentación

Los servomotores utilizan la señal PWM como entrada de referencia, para controlar la posición angular de su flecha. Una señal PWM con ancho de pulso w puede aproximarse como un voltaje V_i de corriente directa [30], su relación depende del periodo T y la amplitud V_{dd} de la señal PWM, que se ilustran en la figura 3.1.

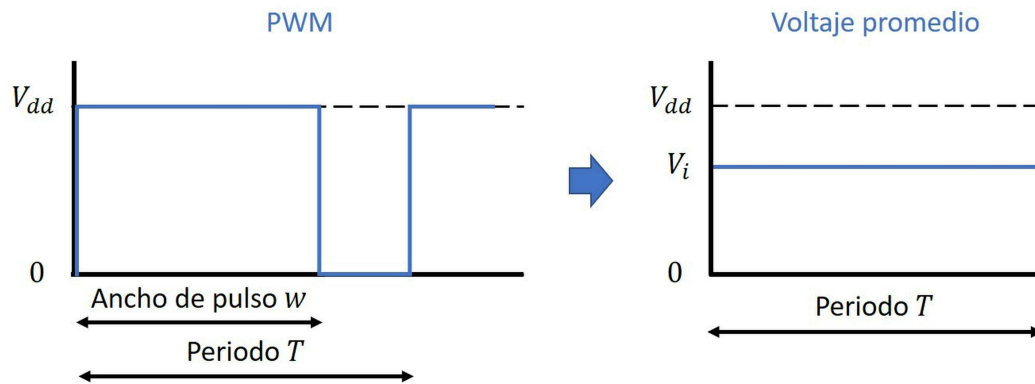


Figura 3.1: Equivalencia de una señal PWM con el voltaje de corriente directa V_i .

Entonces, la relación entre el ancho del pulso w y V_i es dada por

$$w = k_{p1} V_i \quad (3.1.1)$$

donde k_{p1} es un factor de equivalencia, que puede calcularse con $k_{p1} = T/V_{dd}$. Para algunas tarjetas electrónicas, el fabricante proporciona los valores de T y V_{dd} de la señal PWM que generan. De no ser el caso, puede utilizarse un osciloscopio para ver la señal PWM generada y conocer los valores de T y V_{dd} .

Se hace la suposición que el voltaje V_i (equivalente a la señal PWM) tiene una relación con el valor de posición angular que se desea que tenga el servomotor y puede modelarse como

$$V_i = k_i q_{ref} + V_{ioff} \quad (3.1.2)$$

donde q_{ref} es la referencia de posición angular deseada para el servomotor, k_i y V_{ioff} son parámetros asociados al dispositivo o tarjeta electrónica que genera la señal PWM. Los coeficientes k_i y V_{ioff} se pueden obtener de la gráfica de los voltajes V_i (de las señales PWM generadas por la tarjeta electrónica de control) para varias referencias de posición deseada q_{ref} , como se ilustra en la figura 3.2.

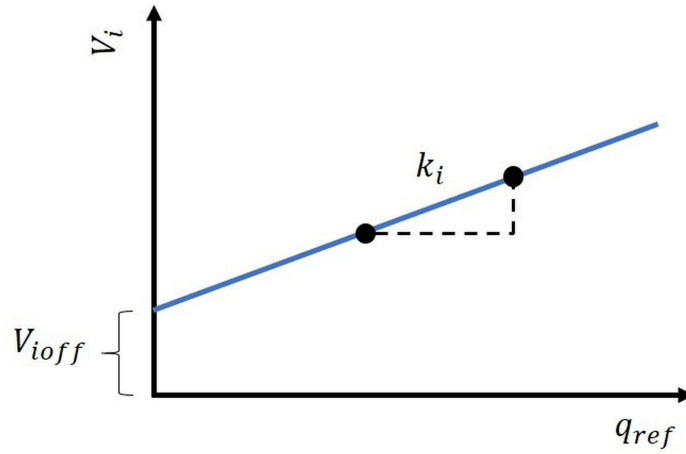


Figura 3.2: Obtención de los coeficientes k_i y V_{ioff} .

El coeficiente k_i es la pendiente en dicha gráfica y el V_{ioff} es el valor del voltaje V_i para $q_{ref} = 0$. Al sustituir (3.1.2) en (3.1.1), se obtiene la relación entre el ancho de pulso y la referencia de posición angular deseada del servomotor, que resulta en

$$w = k_{p1} k_i q_{ref} + k_{p1} V_{ioff} \quad (3.1.3)$$

Por otro lado, los coeficientes p y V_{poff} relacionados al voltaje del potenciómetro modelado en (2.4.16), se pueden calcular de la gráfica generada de los voltajes V_p medidos del potenciómetro

de retroalimentación del servomotor contra las correspondientes posiciones reales q de la flecha del servomotor, como se ilustra en la figura 3.3.

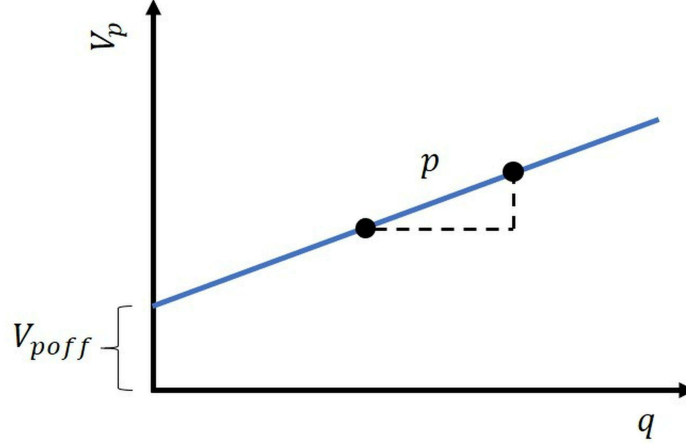


Figura 3.3: Obtención de los coeficientes p y V_{poff} .

El coeficiente p es la pendiente en dicha gráfica y el V_{poff} es el valor del voltaje V_p para $q = 0$.

3.1.2 Estimación de coeficientes c_1 , c_2 , c_3 y c_5

De la ecuación (2.4.13), en el caso que el servomotor no tenga carga ($\tau_L = 0$) y esté en estado estacionario ($\dot{q} = 0$ y $\ddot{q} = 0$), la tensión de alimentación de armadura es igual a cero ($v_a = 0$), entonces de la ecuación (2.4.7) resulta que $V_i' = V_p$. En ese escenario, con mediciones de voltajes V_p y el ancho w de las señales PWM correspondientes, se obtienen los coeficientes del modelo (2.4.15). Como se ilustra en la figura 3.4, el coeficiente k_{p2} es la pendiente en dicha gráfica y el V_{ioff}' es el valor del voltaje V_p para $w = 0$.

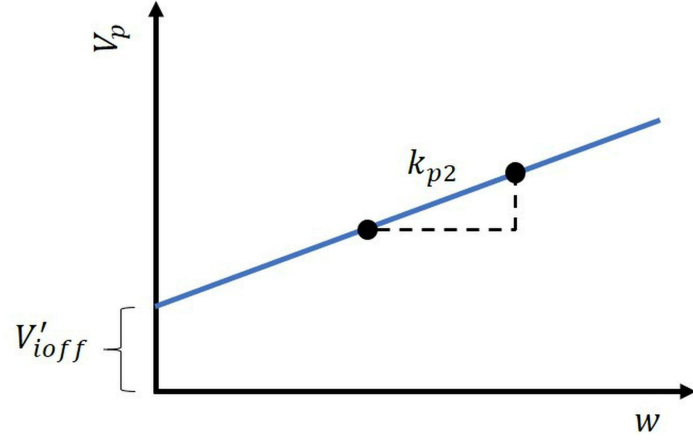


Figura 3.4: Obtención de los coeficientes k_{p2} y V'_{ioff} .

Con la estimación de los parámetros k_{p1} , k_i , V_{ioff} , p , V_{poff} , k_{p2} y V'_{ioff} , ya es posible calcular el valor del ancho de pulso w con la ecuación (3.1.3) y de los coeficientes c_3 y c_5 con (2.4.19).

Si se integra en el tiempo la ecuación (2.4.19) cuando el servomotor no tiene carga y con w constante debido a que q_{ref} sea constante, resulta

$$c_1 \int \ddot{q} dt + c_2 \int \dot{q} dt + \int q dt = c_3 w \int dt + c_5 \int dt$$

$$c_1 \dot{q} + c_2 q + z = c_3 w t + c_5 t$$

donde z se define como $z(t) = \int_0^t q(t) dt$. Para el caso en estado estacionario ($\dot{q} = 0$ y $\ddot{q} = 0$) en tiempo $t = t_f$, se obtiene

$$c_2 q(t_f) + z(t_f) = c_3 w t_f + c_5 t_f \quad (3.1.4)$$

Por lo tanto, al despejar el coeficiente c_2 queda que

$$c_2 = \frac{c_3 w t_f + c_5 t_f - z(t_f)}{q(t_f)} \quad (3.1.5)$$

Por otro lado, al despejar el coeficiente c_1 de la ecuación (2.4.19), resulta que

$$c_1 = \frac{c_3 w - q(t) - c_2 \dot{q}(t) + c_5}{\ddot{q}(t)} \quad (3.1.6)$$

El coeficiente c_1 puede interpretarse como la pendiente de la recta que aparece en el estado transitorio. Las derivadas $\dot{q}(t)$ y $\ddot{q}(t)$ se pueden calcular numéricamente a partir de los datos medidos y filtrados de $q(t)$.

3.1.3 Estimación del coeficiente c_4

El procedimiento anterior es suficiente para obtener los coeficientes del modelo (2.4.19) del servomotor sin carga, o para uno con carga balanceada de la forma $\tau_L = J_L \ddot{q} + B_L \dot{q}$, tal que J_L y B_L sean incluidos en los coeficientes de \dot{q} y \ddot{q} en (2.4.19), respectivamente. En el caso de aplicaciones del servomotor con otro tipo de cargas, es conveniente calcular el coeficiente c_4 . Para ello, se acopla una carga desbalanceada conocida, como por ejemplo la del péndulo descrita por

$$\tau_L = J_L \ddot{q} + B_L \dot{q} + mgl \sin(q) \quad (3.1.7)$$

donde J_L es el momento de inercia de la carga (puede ser desconocido), B_L es el coeficiente de fricción viscosa de la carga (puede ser desconocido), m es la masa de la carga (debe ser conocida), l es la distancia de la flecha del servomotor al centro de masa de la carga (debe ser conocida) y g es la aceleración gravitacional. Incluyendo la carga (3.1.7) en la ecuación (2.4.19), se obtiene

$$(c_1 + c_4 J_L) \ddot{q} + (c_2 + c_4 B_L) \dot{q} + q = c_3 w - c_4 mgl \sin(q) + c_5 \quad (3.1.8)$$

Cuando el servomotor está en estado estacionario ($\dot{q}=0$ y $\ddot{q}=0$) en tiempo t_f , con una entrada w constante debido a que q_{ref} sea constante, se despeja c_4 de (3.1.8) en la forma

$$c_4 = \frac{c_3 w(t_f) + c_5 - q(t_f)}{mgl \sin(q(t_f))} \quad (3.1.9)$$

Al ser conocidos los parámetros m , g , l y $q(t_f)$ de esa carga acoplada, se obtiene el valor de c_4 . Entonces, con la estimación que se ha obtenido de los coeficientes c_1 , c_2 , c_3 , c_4 y c_5 , se caracteriza a los modelos (2.4.19) y (2.4.20), para poder utilizarlos en diseño, aplicaciones y algoritmos de control que requieran conocer el modelo del servomotor para cualquier carga τ_L .

3.2 Controlador

En este trabajo, el sistema de control para el exoesqueleto se diseña con la técnica de control no lineal por par calculado [31] [32], que se basa en el conocimiento del modelo dinámico, con el objetivo de cancelar la dinámica del exoesqueleto (la planta) y obtener un sistema lineal en lazo cerrado con características dinámicas propuestas (linealización exacta por retroalimentación de estados).

Para el modelo dinámico del exoesqueleto (2.3.7), la ley de control por par calculado [33] es

$$M(q)(\ddot{q}_d + K_1 e_1 + K_2 e_2) + H(q, \dot{q}) + g(q) = \tau \quad (3.2.1)$$

donde $K_1, K_2 \in \mathbb{R}^{n \times n}$ son matrices diagonales constantes conocidas y denominadas ganancias de retroalimentación, y \ddot{q}_d es la aceleración deseada. Las variables de error representan $e_1 = q_d - q$

y $e_2 = \dot{q}_d - \dot{q}$, donde q_d es la posición deseada y \dot{q}_d es la velocidad deseada. En la figura 3.5 se puede observar el diagrama de control por par calculado.

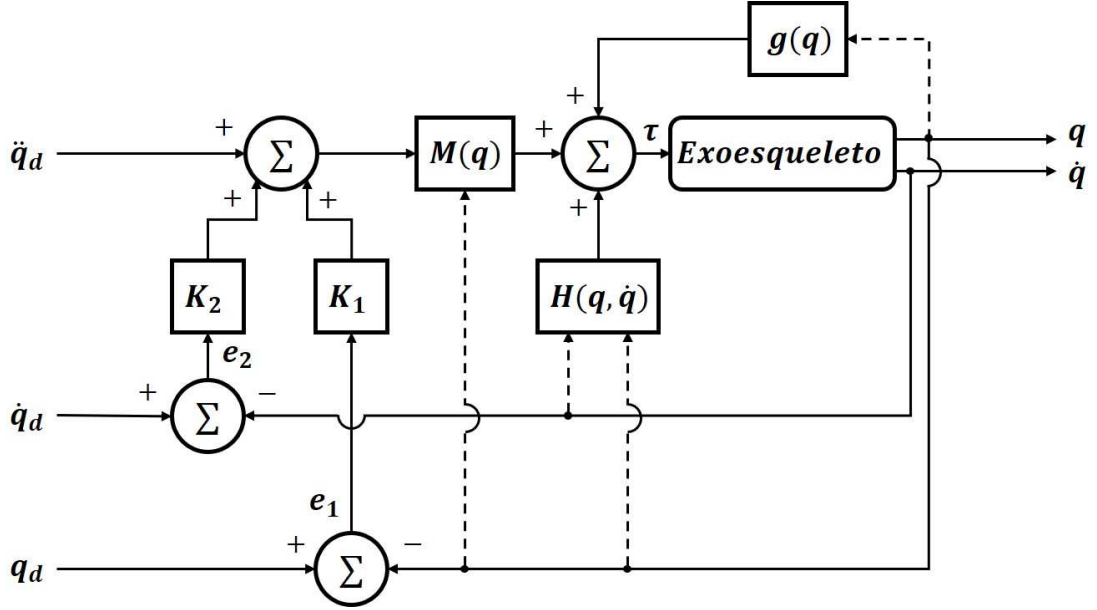


Figura 3.5: Diagrama de control por par calculado.

Para el modelo dinámico completo de la ecuación (2.5.2), se incluye la dinámica de los actuadores a la ecuación (3.2.1) para que la ley de control por par calculado resulte en

$$w = B_1^{-1} [(A_1 + B_2 M(q))(K_1 e_1 + K_2 e_2 + \ddot{q}_d) + (A_2 \dot{q} + B_2 H(q, \dot{q})) + q + B_2 G(q) - C_1] \quad (3.2.2)$$

Sustituyendo la ecuación (3.2.2) en la ecuación (2.5.2) se obtiene la ecuación en lazo cerrado como

$$\ddot{q} = K_1 e_1 + K_2 e_2 + \ddot{q}_d \quad (3.2.3)$$

Si $x_1 = e_1$ y $x_2 = e_2$, entonces el modelo en espacio de estados de lazo cerrado es

$$\begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & I \\ -K_1 & -K_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = Ax \quad (3.2.4)$$

donde I es una matriz identidad. Debido a que el sistema del error en lazo cerrado es lineal, para que la solución $x = e = [e_1 \ e_2]^T$ tienda a cero es necesario que todos los valores propios de $A \in \mathbb{R}^{2n \times 2n}$ tengan parte real negativa. Para lograrlo, se requiere sintonizar las ganancias de retroalimentación K_1 y K_2 , partiendo del polinomio característico de A , dado por

$$\det(sI - A) = s^2I + K_2s + K_1 = 0 \quad (3.2.5)$$

Para cada articulación, este polinomio puede expresarse como $s^2 + K_{2i}s + K_{1i} = 0$, el cual tiene 2 valores propios λ_{1i} y λ_{2i} . Basándose en que $s^2 + K_{2i}s + K_{1i} = (s - \lambda_{1i})(s - \lambda_{2i}) = s^2 + (-\lambda_{1i} - \lambda_{2i})s + \lambda_{1i}\lambda_{2i}$, entonces para $i = 1, 2, \dots, n$ las ganancias se calculan como

$$\begin{aligned} K_{1i} &= \lambda_{1i}\lambda_{2i} \\ K_{2i} &= -\lambda_{1i} - \lambda_{2i} \end{aligned} \quad (3.2.6)$$

con λ_{1i} y λ_{2i} elegidas arbitrariamente con parte real negativa.

Capítulo 4

Resultados

4.1 Simulaciones computacionales

En esta sección, mediante simulaciones computacionales desarrolladas en MATLAB y Simulink, se ilustra la implementación del método de estimación para obtener el modelo de los servomotores, así como la implementación del esquema en lazo cerrado con el modelo dinámico completo, que incluye la dinámica del exoesqueleto, sus servomotores y el controlador. Con dichos resultados, se compara el error entre las posiciones deseadas y las obtenidas del modelo, al igual que el error entre las velocidades.

4.1.1 Validación de metodología de estimación con ruido

En esta sección, se ilustra numéricamente la metodología de estimación de parámetros del modelo del servomotor RC en espacio de estados de la ecuación (2.4.20). Para la estimación de parámetros del servomotor RC en un escenario de simulaciones, supóngase que el modelo (2.4.20) no tiene carga y tiene parámetros físicos correspondientes a las matrices

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta}_L \\ \ddot{\theta}_L \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -2.6 & -4 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_L \\ \dot{\theta}_L \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 193 \end{bmatrix} w + \begin{bmatrix} 0 \\ 20 \end{bmatrix} \quad (4.1.1)$$

Su salida medida es la posición angular de la flecha, la cual puede verse en la figura 4.1 ante una entrada escalón, incluyendo escenarios en que la salida tuviese ruido uniformemente distribuido con amplitudes máximas de $\pm 1\%$, $\pm 5\%$ y $\pm 10\%$.

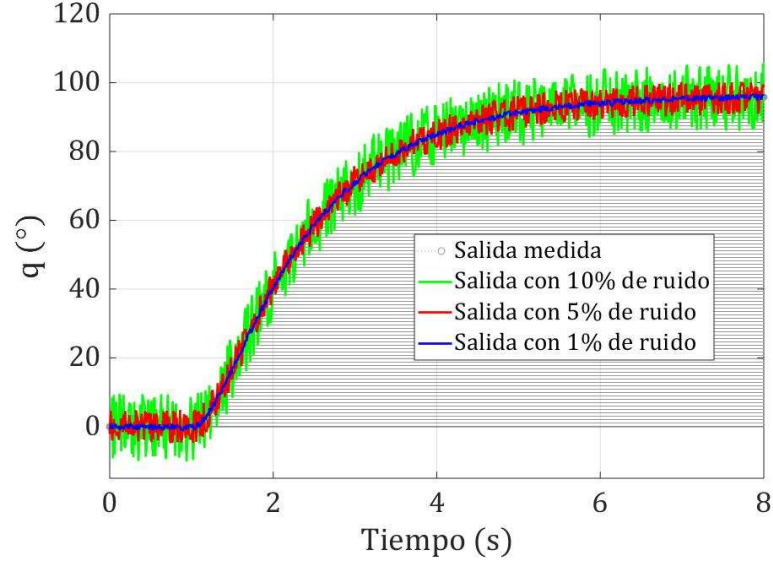


Figura 4.1: Salidas medidas del modelo de servomotor (4.1.1).

En un primer escenario, de medición de la salida sin ruido, se aplica la metodología del capítulo anterior para estimar los parámetros del modelo (4.1.1) como en la ecuación (2.4.20), los cuales resultaron como $c_1 = 0.37$, $c_2 = 1.66$, $c_3 = 71.70$ y $c_5 = 9.25$. Entonces, el modelo con parámetros estimados es

$$\begin{bmatrix} \dot{\theta}_L \\ \ddot{\theta}_L \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -2.65 & -4.3 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_L \\ \dot{\theta}_L \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 194 \end{bmatrix} w + \begin{bmatrix} 0 \\ 25 \end{bmatrix} \quad (4.1.2)$$

Como puede apreciarse, en un escenario en el que no haya ruido en la medición, la estimación de los coeficientes es una aproximación del modelo relativamente buena. Cuya respuesta en el tiempo se ilustra en la figura 4.2.

Además, se utilizó esta metodología para obtener la estimación de los modelos cuando la señal medida tenía ruido uniformemente distribuido con amplitudes máximas de $\pm 1\%$, $\pm 5\%$ y $\pm 10\%$,

respectivamente. En la figura 4.2 se ilustra una comparación de sus respuestas en el tiempo ante entrada escalón de los modelos estimados con respecto a la salida medida del modelo (4.1.1).

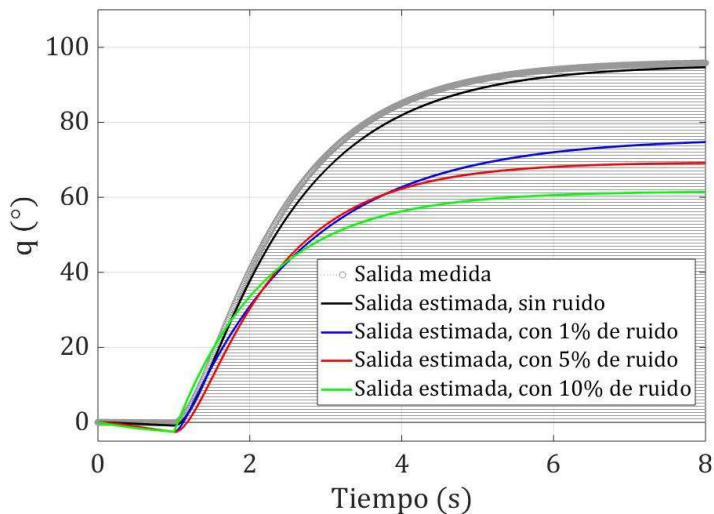


Figura 4.2: Respuesta en el tiempo de modelos estimados de salida medida sin filtro.

Como puede apreciarse en la figura 4.2, la presencia de ruido en la medición afecta a la estimación de parámetros del sistema, por lo que se propone reducir el ruido mediante filtrado. Para conocer su desempeño, se compara el uso de 3 filtros, que son el filtro Butterworth, FIR y de mediana. El filtro Butterworth permite el paso de las frecuencias más bajas y requiere del valor del orden de filtro, la frecuencia de corte y la frecuencia total del espectro, como se indica en [34]. El filtro FIR (por sus siglas en Inglés de Finite Impulse Response) también requiere del orden del filtro, la frecuencia de corte y la frecuencia total del espectro [35]. El filtro de mediana consiste en asignar a cada punto el valor de la mediana local, que corresponde a las muestras alrededor de cada valor de la señal, y sólo requiere el valor del tamaño de la ventana, como se explica en [36].

En las figuras 4.3, 4.4 y 4.5, se pueden observar las salidas generadas con el modelo de parámetros estimados, tal que a la salida medida ruidosa se aplicaron los filtros Butterworth, FIR y de mediana, respectivamente, con un periodo de muestreo de 0.1 segundos. Para el filtro

Butterworth el orden es de 5 y la frecuencia de corte es de 1 Hz, que se obtuvo con el espectro de frecuencias. El orden del filtro FIR es de 40 y con la misma frecuencia de corte de 1 Hz. El tamaño de ventana del filtro de mediana es de 40.

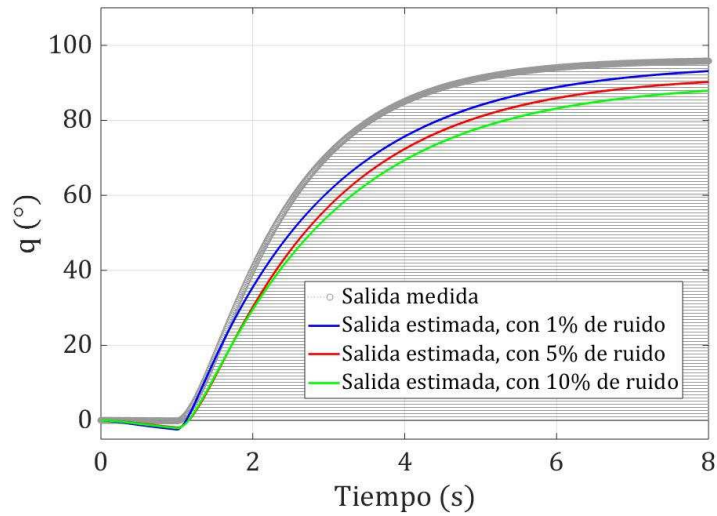


Figura 4.3: Salidas obtenidas con modelo con parámetros estimados y salida con filtro Butterworth.

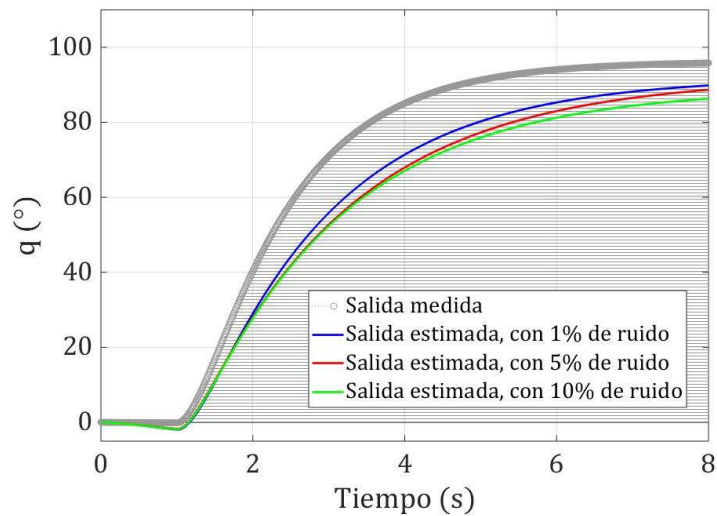


Figura 4.4: Salidas obtenidas con modelo con parámetros estimados y salida con filtro FIR.

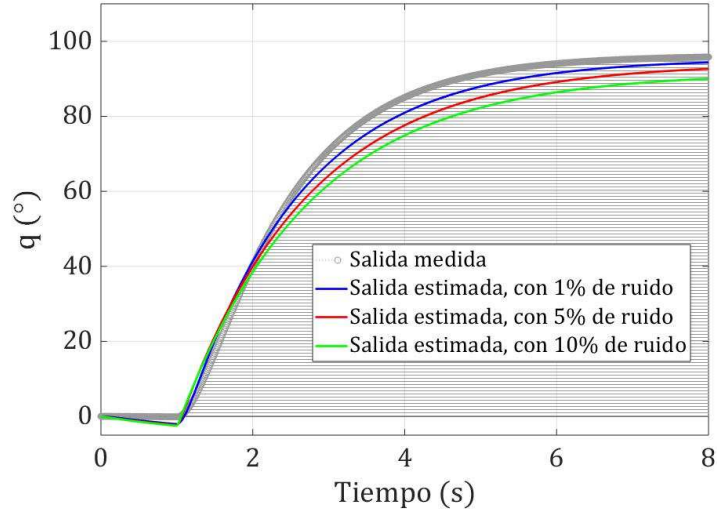


Figura 4.5: Salidas obtenidas con modelo con parámetros estimados y salida con filtro de mediana.

Con los resultados obtenidos, se comprueba que se tiene una mejor estimación de parámetros al utilizar las señales filtradas que aquellas que presentan ruido. De los 3 filtros se toma el filtro de mediana, ya que con él se obtuvo una mejor aproximación a la salida medida, además de ser el más sencillo de implementar.

4.1.2 Simulación de modelo dinámico completo

Se plantea que el exoesqueleto realice movimientos correspondientes al ciclo de caminata humana de sujetos sanos. Para realizar dichos movimientos, existen referencias de trayectorias reportadas en la literatura para cada articulación de las extremidades inferiores humanas [37]. Las trayectorias de referencia para la extremidad inferior derecha que se toman como base para este trabajo se exponen en el apéndice A.1.

A partir del modelo completo de la ecuación (2.5.2), los parámetros para M , H y G , que corresponden a las masas y longitudes, se toman de [21] y los demás son calculados utilizando la metodología del capítulo 3. Puesto que se considera que sólo la posiciones articulares son

medibles, y el esquema de control (3.2.2) requiere el conocimiento de la velocidad articular, se utiliza el método de estimación basado en el diferenciador de Euler [38], dado por

$$\dot{x}_k \approx \frac{x_k - x_{k-1}}{\Delta t} \quad (4.1.3)$$

donde x_k es la posición articular actual, x_{k-1} es la posición articular en el instante de tiempo anterior y Δt es el periodo de tiempo. Con esto, se realizaron simulaciones para diferentes casos, donde es de interés el observar el error de seguimiento de trayectoria, tanto de posición como de velocidad. El error de seguimiento de trayectoria de posición se define como

$$e_i = q_{di} - q_i \quad (4.1.4)$$

donde q_{di} es la posición articular deseada para la articulación i y q_i es la posición obtenida de la simulación del modelo para la articulación i , con $i = 1, 2, 3, \dots, 7$, para una sola extremidad inferior.

El error de velocidad en el seguimiento de trayectoria, se define como

$$\dot{e}_i = \dot{q}_{di} - \dot{q}_i \quad (4.1.5)$$

donde \dot{q}_{di} es la velocidad articular deseada para la articulación i y \dot{q}_i es la velocidad calculada a partir de la posición articular para la articulación i , con $i = 1, 2, 3, \dots, 7$, para una sola extremidad inferior.

A continuación, se presentan los resultados obtenidos en simulaciones para cinco casos. En los primeros 2 casos se analiza el comportamiento del modelo en lazo abierto al no considerar el modelo del exoesqueleto y al considerarlo, respectivamente. En los otros 3 casos, se considera la retroalimentación de la posición y velocidad articular, y se aplica el control por par calculado,

con la diferencia que en el caso 4 se supone el modelo con incertidumbres y en el 5 con ruido. Se utiliza el mismo tiempo de simulación propuesto en [21], que es de ocho segundos. La numeración de las articulaciones está basado en en el diagrama esquemático de la figura 2.1a, donde parte de la articulación de los dedos del pie en plano sagital, que es la articulación 1, hasta la articulación de la cadera en plano frontal, que es la articulación 7. Los errores de posición están dados en grados y los de velocidad en grados por segundo, y para el caso 3, 4 y 5, se muestran las salidas del controlador.

Caso 1: Lazo abierto sin carga

En este caso, se parte del modelo del exoesqueleto (2.5.2), pero se supone que no hay carga, es decir τ_L es cero (equivalente a $M(q) = 0$, $H(q, \dot{q}) = 0$ y $G(q) = 0$), quedando la ecuación como el modelo (2.5.1):

$$A_1 \ddot{q} + A_2 \dot{q} + q = B_1 w + C_1 \quad (4.1.6)$$

Además se considera que no hay retroalimentación, sino sólo control w en lazo abierto. En la figura 4.6 se muestran los errores de posición entre la trayectoria deseada y la generada para cada articulación de la extremidad inferior derecha.

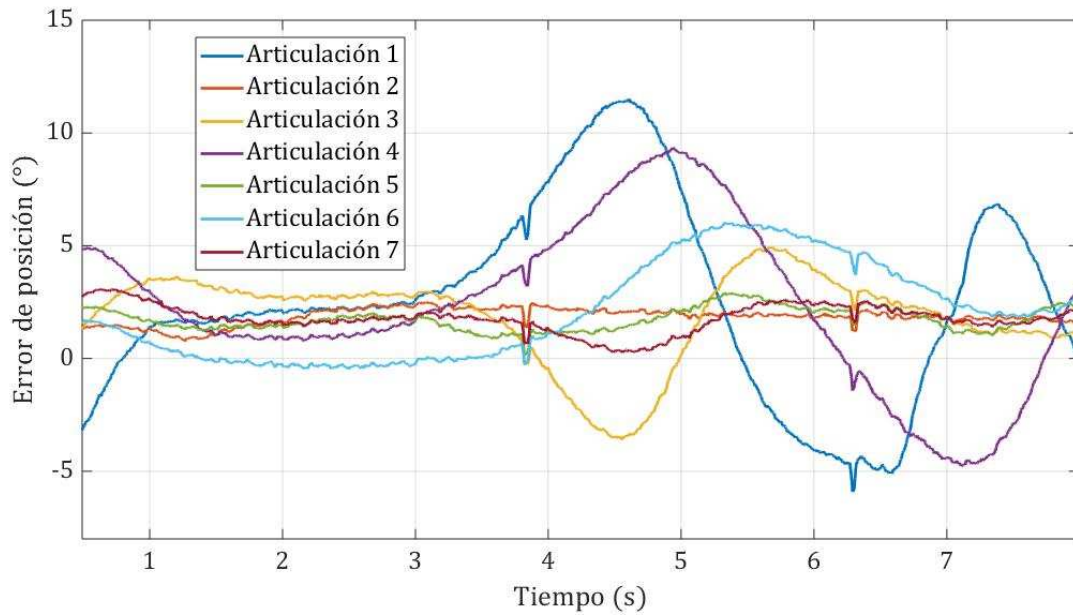


Figura 4.6: Error de posición articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 1.

Por otro lado, en la figura 4.7 se muestran los errores de velocidad para las mismas articulaciones de la extremidad inferior derecha.

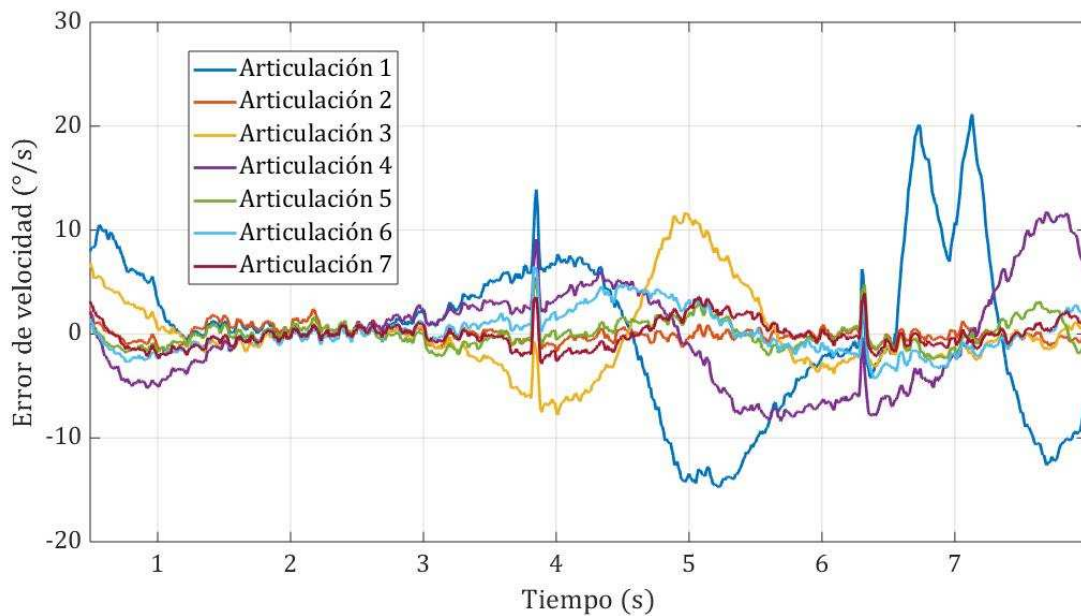


Figura 4.7: Error de velocidad articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 1.

Caso 2: Lazo abierto con carga

Ahora en este caso se considera el modelo completo de la ecuación (2.5.2), pero sin control w retroalimentado, por lo que sigue siendo lazo abierto. En la figura 4.8 se muestran los errores de posición entre la trayectoria deseada y la generada para cada articulación de la extremidad inferior derecha.

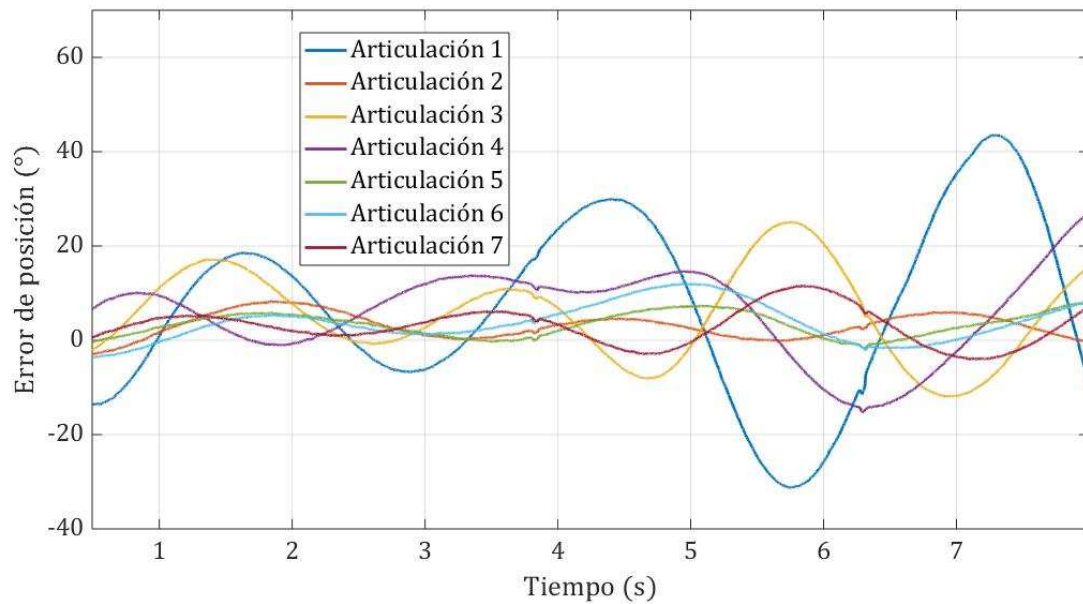


Figura 4.8: Error de posición articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 2.

En la figura 4.9 se muestran los errores de velocidad para las mismas articulaciones de la extremidad inferior derecha.

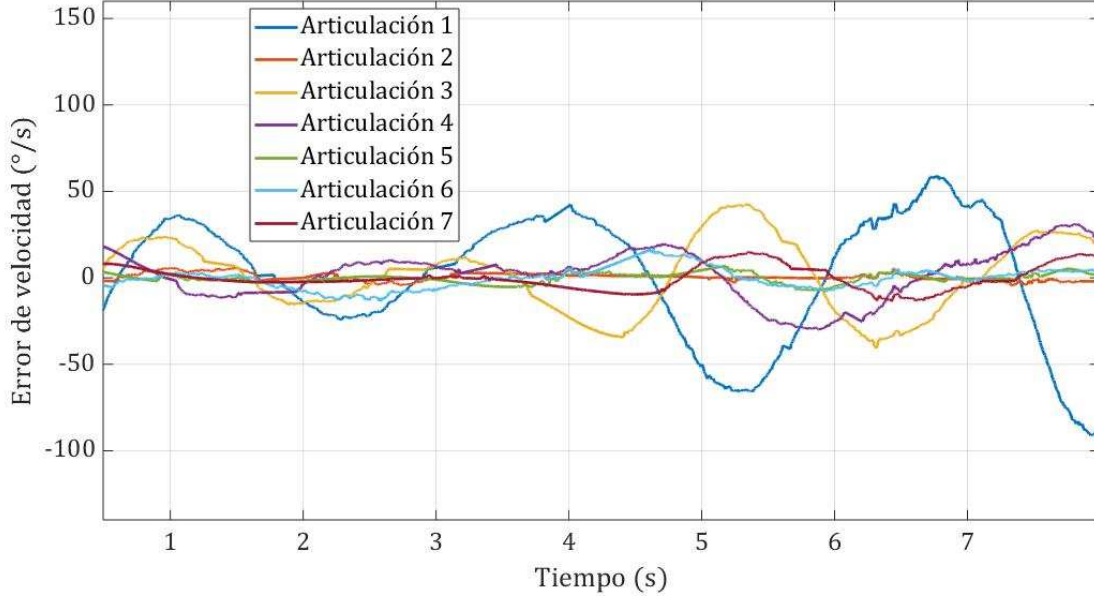


Figura 4.9: Error de velocidad articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 2.

Como se puede observar, al agregar una carga en la dinámica, el error aumenta significativamente, tanto en la posición como en la velocidad articular, y por ello a continuación se consideran casos donde se utiliza un controlador en lazo cerrado, para mejorar el seguimiento en base la retroalimentación.

Caso 3: Lazo cerrado

En este caso se toma el mismo modelo de la ecuación (2.5.2), pero se agrega el control de par calculado de la ecuación (3.2.2), donde existe una retroalimentación de la posición articular medida del modelo del exoesqueleto.

Para las ganancias del controlador se eligieron arbitrariamente los valores de $K_1 = 2000$ y $K_2 = 210$, y el valor de velocidad es calculado mediante el diferenciador de Euler descrito en la ecuación (4.1.3). En la figura 4.10 se muestran los errores de posición entre la trayectoria deseada y la generada para cada articulación de la extremidad inferior derecha.

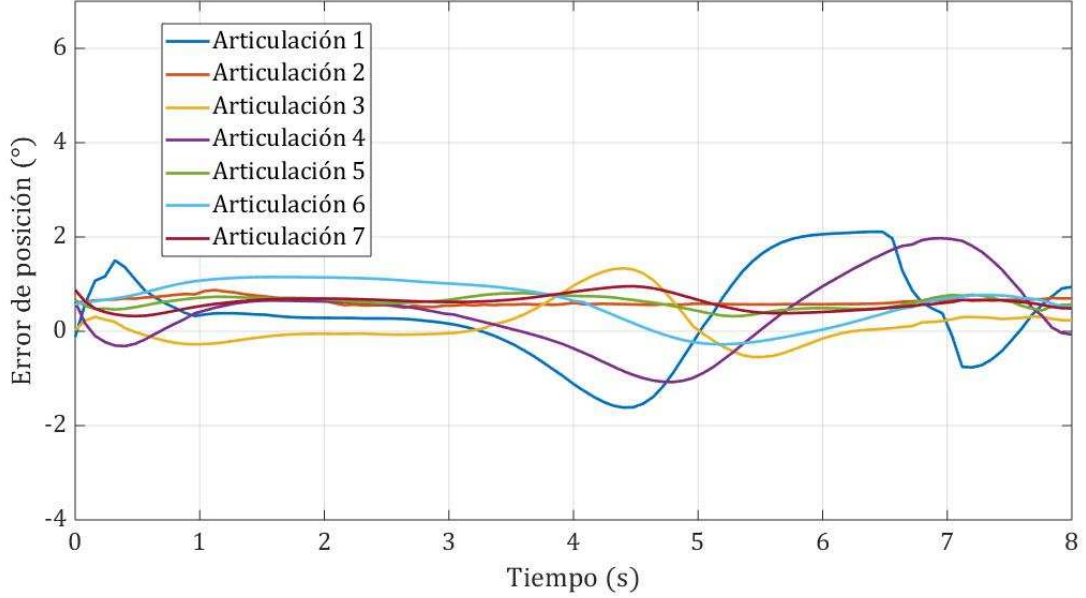


Figura 4.10: Error de posición articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 3.

En la figura 4.11 se muestran los errores de velocidad para las mismas articulaciones de la extremidad inferior derecha.

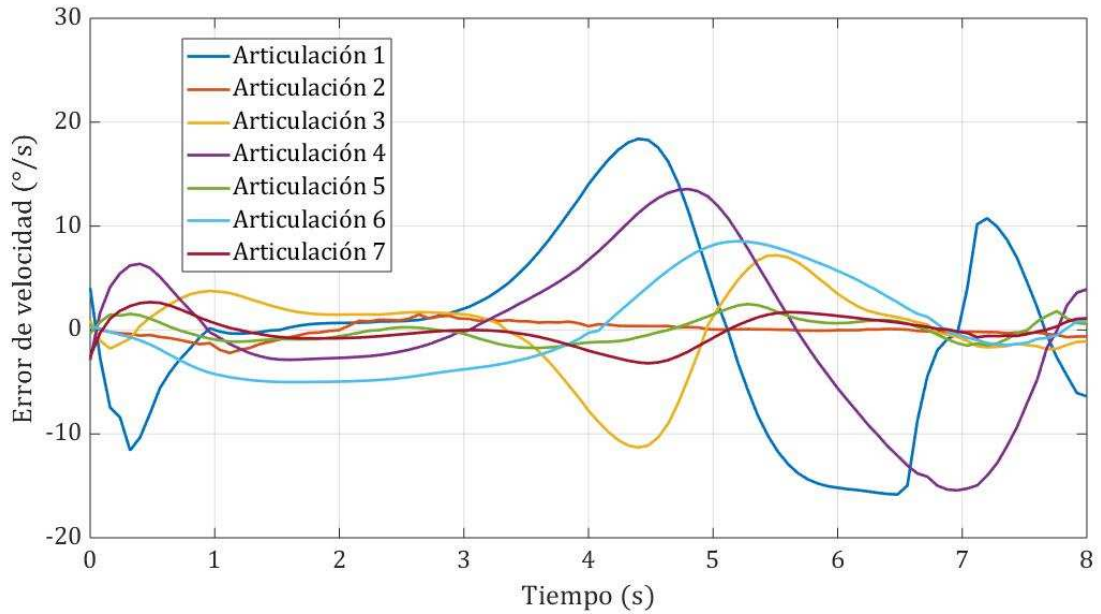


Figura 4.11: Error de velocidad articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 3.

Este es un sistema de control en lazo cerrado y los valores de los errores son mucho más pequeños que cuando está en lazo abierto.

En la figura 4.12, se muestran la señal de control del servomotor.

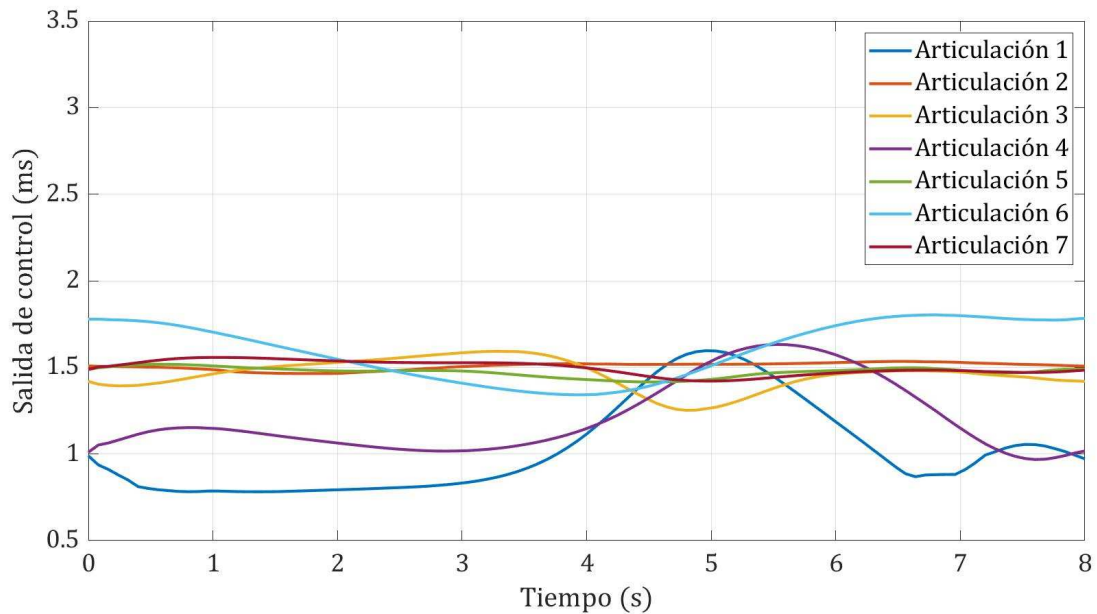


Figura 4.12: Salida de control obtenida para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 3.

Caso 4: Lazo cerrado con incertidumbre

Para este caso se supone que el modelo completo presenta dinámicas no modeladas o incertidumbre paramétricas. Se utiliza el controlador por par calculado de la ecuación (3.2.2), con las mismas ganancias del caso anterior ($K_1 = 2000$ y $K_2 = 210$) y se desea observar si es capaz de absorber el error ante la presencia de incertidumbres paramétricas. En la figura 4.13 se muestran los errores de posición entre la trayectoria deseada y la generada para cada articulación de la extremidad inferior derecha.

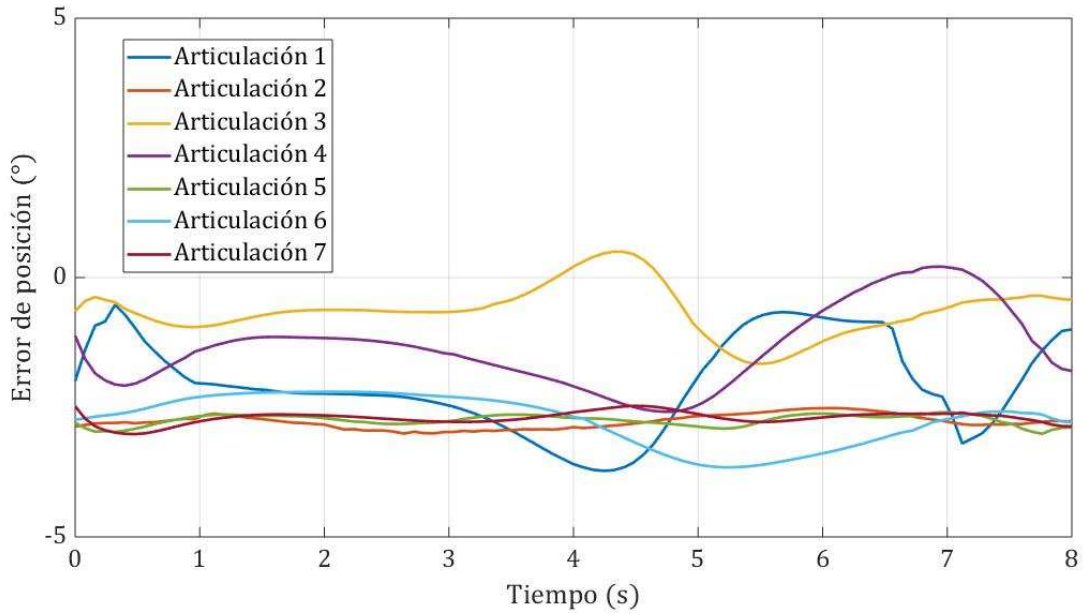


Figura 4.13: Error de posición articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 4.

En la figura 4.14 se muestran los errores de velocidad para las siete articulaciones de la extremidad inferior derecha.

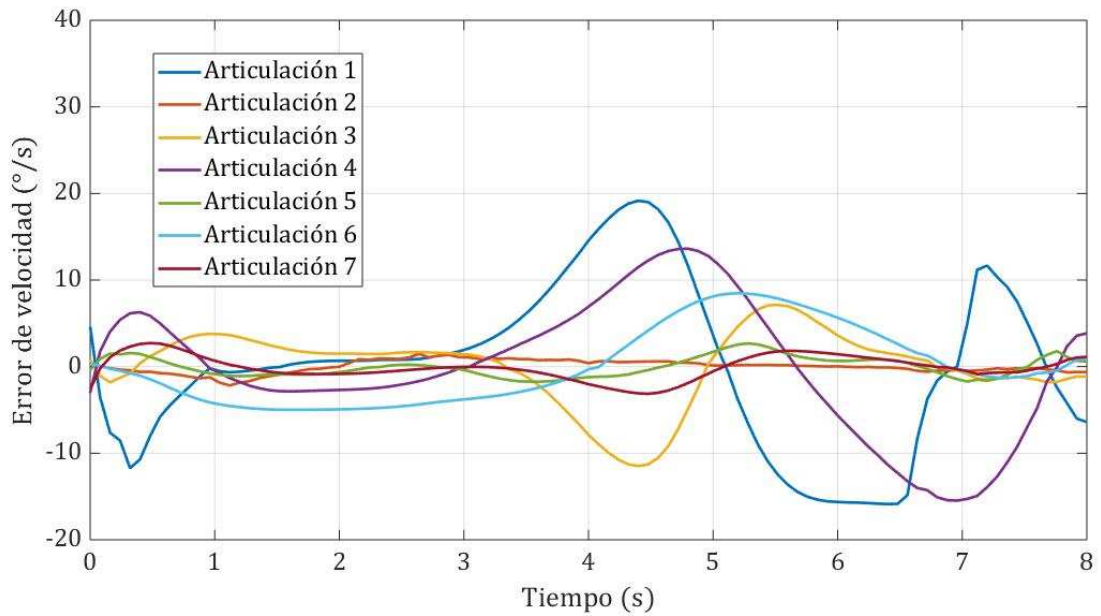


Figura 4.14: Error de velocidad articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 4.

La salidas del controlador que se obtuvieron para las posiciones de las articulaciones se presentan en la figura 4.15.

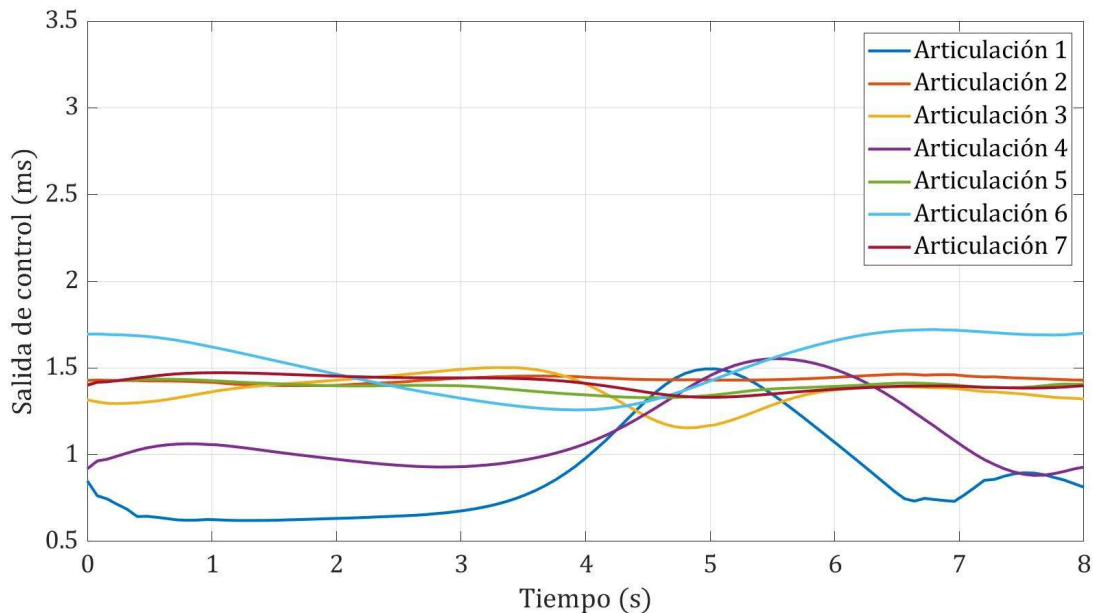


Figura 4.15: Salida de control obtenida para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 4.

A pesar de que existe incertidumbre paramétrica, los valores obtenidos del controlador están dentro del rango del servomotor y siguen teniendo la misma secuencia que las trayectorias de referencias.

Caso 5: Lazo cerrado con ruido

Considerando que la señal medida de posición articular presente ruido, se aplica el filtro de mediana mencionado en la sección anterior con la finalidad de ver el comportamiento del sistema. Para efectos de la simulación, se considera que la señal medida presenta ruido uniformemente distribuido con amplitud máxima de 0.1. Posteriormente, se aplica el filtro de mediana a la señal medida que presenta ruido y los errores de posición para todas las articulaciones en el seguimiento de trayectoria se encuentran concentrados en la figura 4.16.

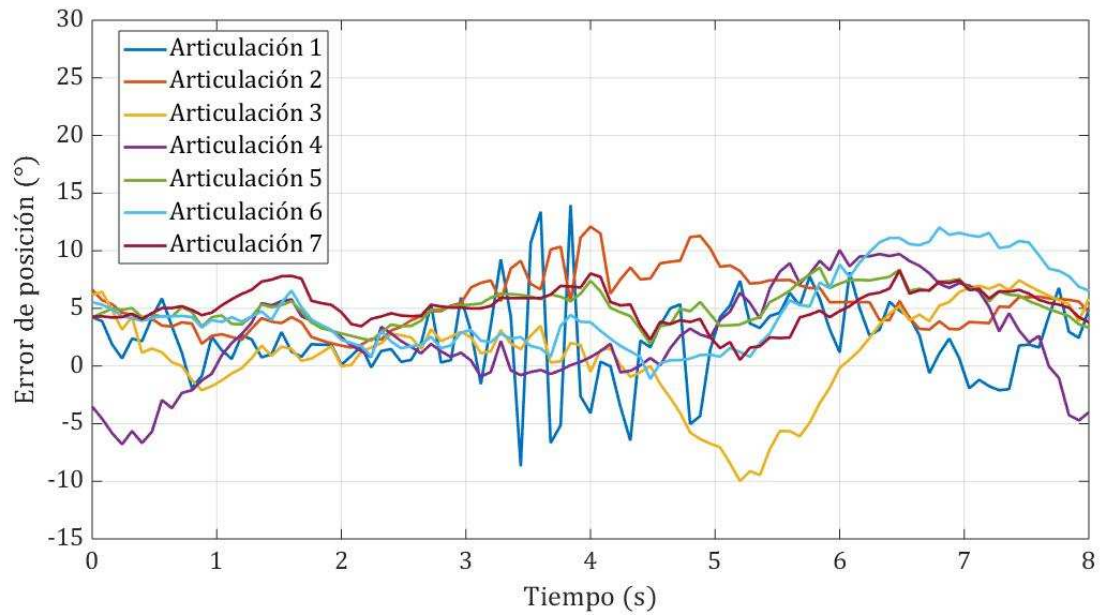


Figura 4.16: Error de posición articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 5.

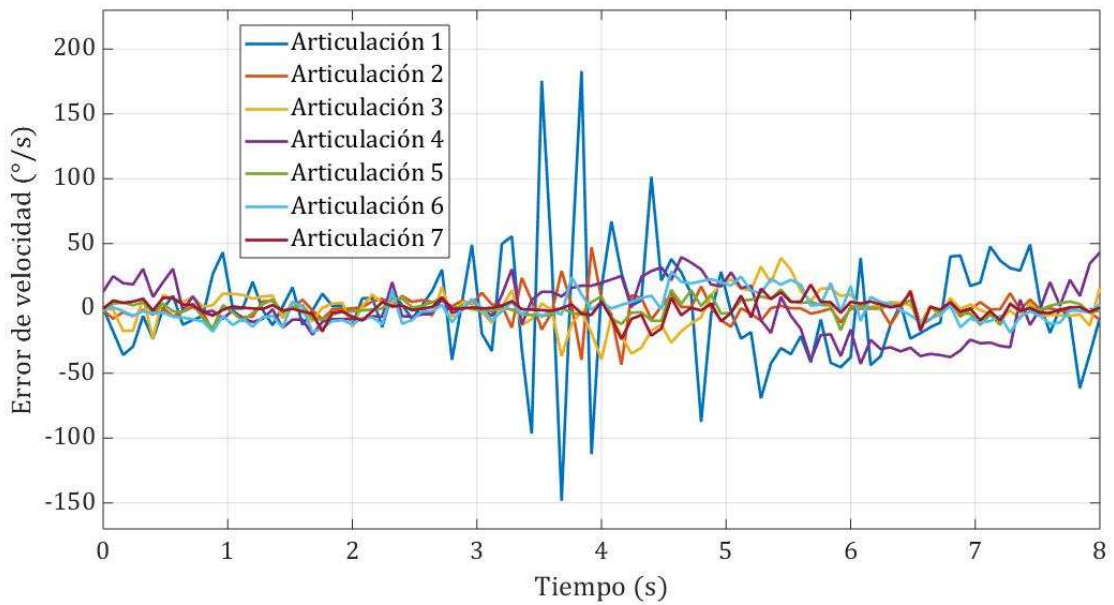


Figura 4.17: Error de velocidad articular para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 5.

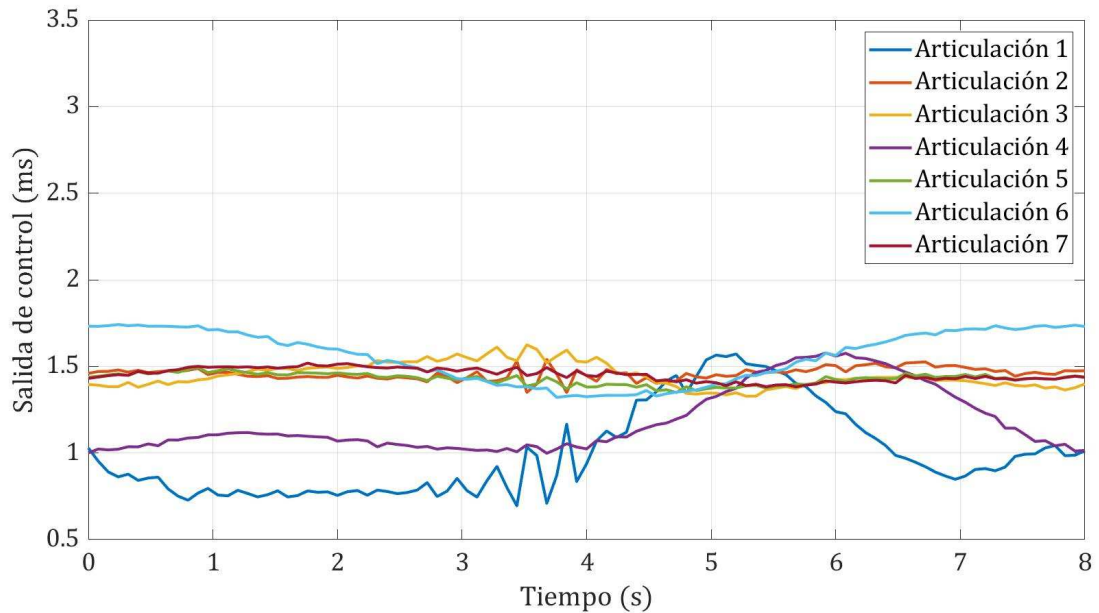


Figura 4.18: Salida de control obtenida para cada articulación de la extremidad inferior derecha en el caso 5.

Bajo este escenario, el error tiende a aumentar debido al retardo que provoca el filtro. Por ello, es deseable que los sensores de medición de posición articular presenten muy poco ruido o aplicar un filtro capaz de eliminarlo sin generar tanto retardo de tiempo, ya que es un factor clave para el correcto seguimiento de trayectoria. Por otro lado, la salida de control obtenida sigue estando dentro del rango de movimiento del servomotor.

4.2 Resultados experimentales

En esta sección se muestran los resultados obtenidos tanto del servomotor como del exoesqueleto y se describen los componentes necesarios para realizar la implementación del controlador en el exoesqueleto.

Por parte del servomotor, se presentan los valores numéricos de los parámetros obtenidos al implementar la metodología expuesta en el capítulo 3. Se calculan los coeficientes presentes en

el modelo de los servomotores con datos medidos, y se especifica la tarjeta electrónica utilizada para controlarlos. También se muestran lecturas de voltaje tomadas del potenciómetro para diferentes posiciones deseadas donde se puede observar la presencia de ruido.

Se realiza una comparación entre el valor de posición medida y la posición deseada para las diferentes articulaciones de una extremidad inferior del exoesqueleto. Además se muestran las señales de control obtenidas para cada articulación.

4.2.1 Servomotor

El modelo de los servomotores RC utilizados en el exoesqueleto es el *Power HD High-Torque Servo 1501MG* y se muestra en la figura 4.19. A partir de la metodología presentada en el capítulo 3, se estiman los coeficientes c_1 , c_2 , c_3 , c_4 y c_5 de (2.4.19) y (2.4.20) para dicho modelo de servomotor.



Figura 4.19: Servomotor RC *Power HD High-Torque Servo 1501MG*.

El servomotor requiere de una señal PWM como entrada para indicar la posición deseada de la flecha del servomotor. En este caso, se utiliza una tarjeta ArduinoTMMega 2560, ilustrada en la figura 4.20, para generar dicha señal PWM y medir el voltaje del potenciómetro.



Figura 4.20: ArduinoTMMega 2560.

A través de experimentos de posicionamiento, es posible tener los datos necesarios para la estimación de los coeficientes. Estos experimentos consisten en mandar al servomotor diferentes valores de posiciones deseadas, en los que se miden los voltajes V_i y ancho de pulso w de la señal PWM (a la salida de la tarjeta ArduinoTMMega) asociados a cada referencia de posición deseada q_{ref} , así como los voltajes V_p (del potenciómetro de retroalimentación) asociados a cada posición medida q de la flecha del servomotor.

El voltaje medido del potenciómetro presenta ruido, y en la figura 4.21 se muestran las gráficas correspondientes a los voltajes medidos del servomotor respecto a las posiciones deseadas en grados con variación de 10° y las respectivas señales después de aplicar el filtro de mediana.

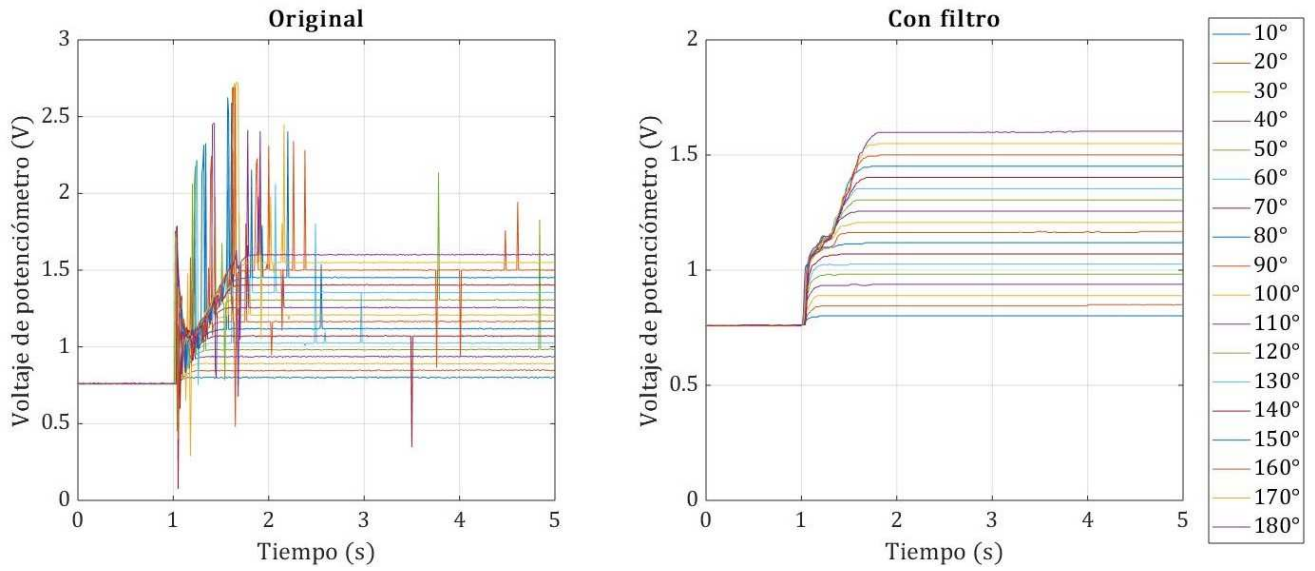


Figura 4.21: Voltaje de potenciómetro medido y filtrado.

A partir de las mediciones realizadas, se obtiene que $k_{p1} = \frac{w}{V_i} = \frac{0.456ms}{0.138V} \approx 3.957 \frac{ms}{V}$ para (3.1.1). En el caso de conocer los datos de T y V_{dd} del fabricante, el valor del factor de equivalencia k_{p1} se calcula mediante $k_{p1} = T/V_{dd}$, que para el caso de la tarjeta Arduino Mega se tiene que $T = 20ms$ y $V_{dd} = 5V$, lo que resulta en $k_{p1} = 4 \frac{ms}{V}$.

Con los voltajes V_i asociados a cada referencia de posición deseada q_{ref} , se estiman los coeficientes k_i y V_{ioff} para (3.1.2). La gráfica que representa esta relación se ilustra en la figura 4.22.

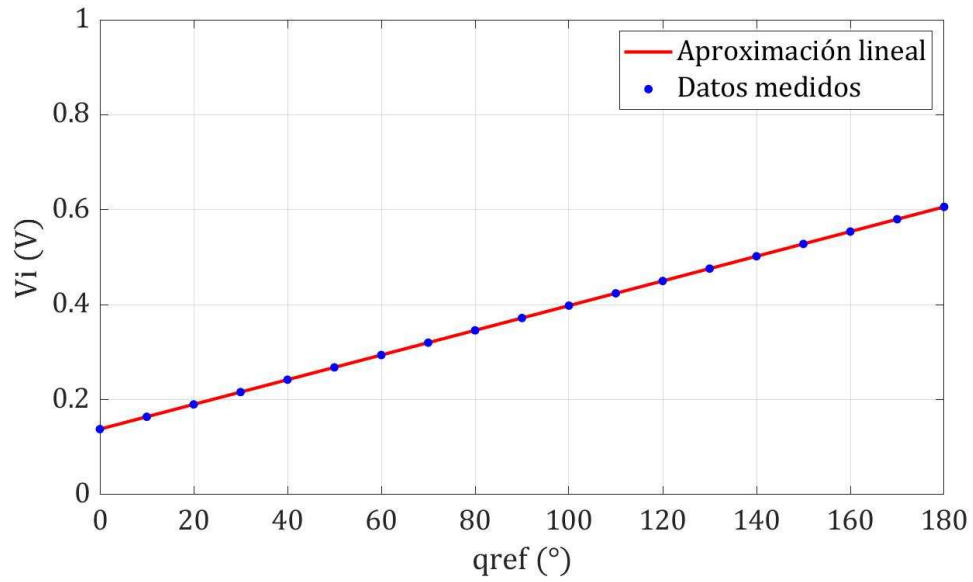


Figura 4.22: Obtención experimental de los coeficientes k_i y V_{ioff} .

Con los voltajes V_p asociados a cada posición medida q de la flecha del servomotor, se estiman los coeficientes p y V_{poff} para (2.4.16). La gráfica que representa esta relación se ilustra en la figura 4.23.

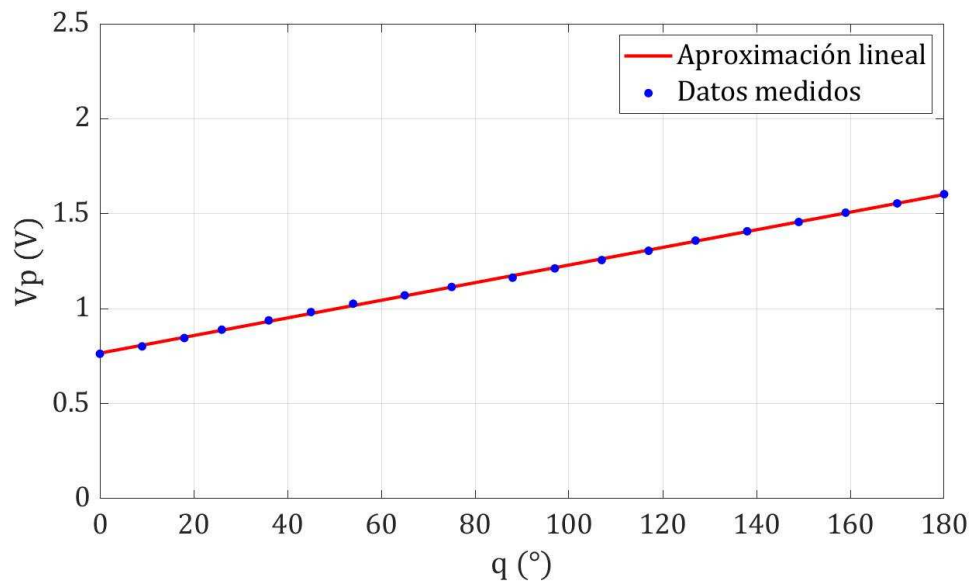


Figura 4.23: Obtención experimental de los coeficientes p y V_{poff} .

Para los voltajes V_p asociados a cada ancho de pulso w de la señal PWM, se estiman los coeficientes k_{p2} y V'_{ioff} para (2.4.15). La gráfica que representa esta relación se ilustra en la figura 4.24.

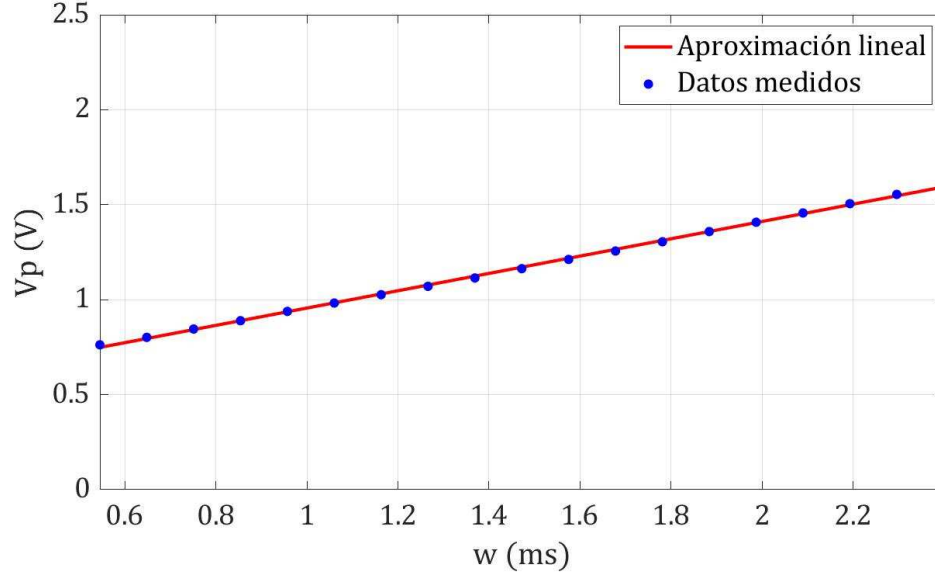


Figura 4.24: Obtención experimental de los coeficientes k_{p2} y V'_{ioff} .

Con los valores estimados de los coeficientes k_{p1} , k_i , V_{ioff} , p , V_{poff} , k_{p2} y V'_{ioff} se calculan los coeficientes c_3 y c_5 de (2.4.19). El valor numérico del coeficiente c_2 se obtienen mediante (3.1.5), donde se utilizan valores medidos de la señal PWM w y posición angular q en un determinado tiempo t_f , y el valor calculado de la integral de la posición angular z . El coeficiente c_1 se estima mediante (3.1.6), que involucra datos correspondientes al estado transitorio del servomotor, donde se requiere el valor de la velocidad y aceleración angular.

El coeficiente c_4 se estima con (3.1.9), para una carga descrita por la ecuación (3.1.7) con $m = 0.100 \text{ kg}$, $l = 0.11 \text{ m}$ y $g = 9.8 \text{ m/s}$.

Los coeficientes estimados se muestran en la tabla 4.2.1.

Tabla 4.2.1: Valores numéricos obtenidos de los parámetros del servomotor físico.

Parámetro	Valor estimado
V_{ioff}	0.138 V
V_{poff}	0.76 V
V'_{ioff}	0.5003 V
p	0.0046 V/°
k_i	0.0026 V/°
k_{p1}	3.957 ms/V
k_{p2}	0.4558 V/ms
c_1	0.7387 s ²
c_2	4.9249 s
c_3	97.6017 °/ms
c_4	40.827 °/N – m
c_5	-56.1456 °

En la figura 4.25 se muestra el voltaje medido del servomotor para una secuencia de ángulos de entrada, que se pueden observar en la figura 4.26.

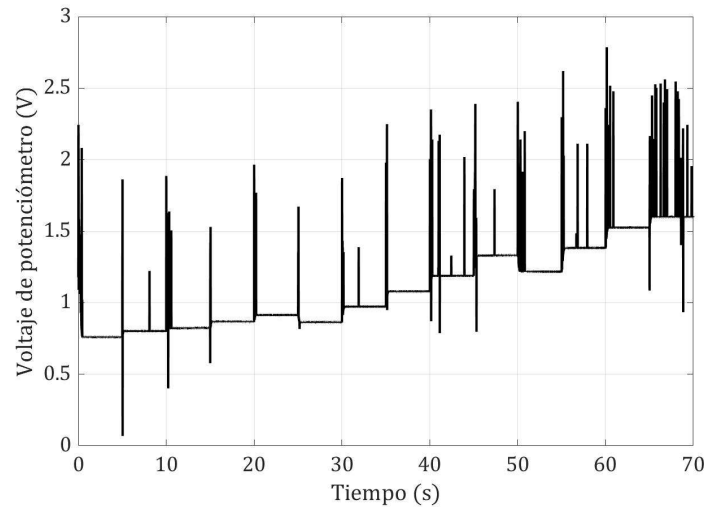


Figura 4.25: Voltaje de potenciómetro para una secuencia de ángulos de entrada.

Al filtrar la señal de la figura 4.25 y convertirla a grados mediante la relación de la ecuación (2.4.16), se obtiene la gráfica de la figura 4.26, donde se compara con las posiciones deseadas.

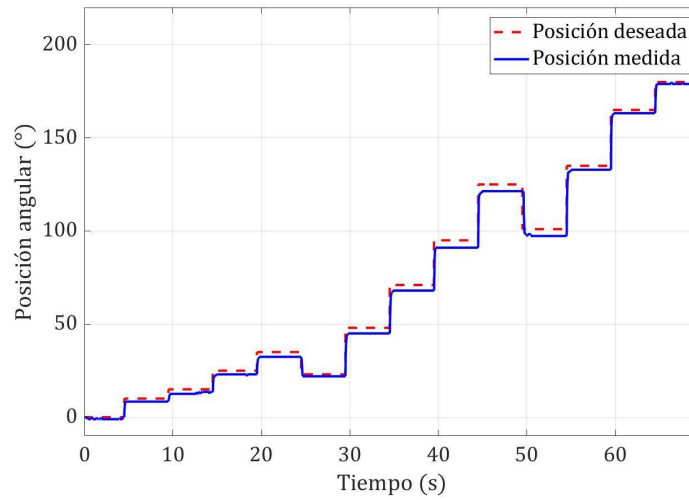


Figura 4.26: Comparación entre las posiciones angulares deseadas y las medidas del servomotor.

En el caso de una trayectoria de posición angular continua, el voltaje medido del servomotor se muestra en la figura 4.27.

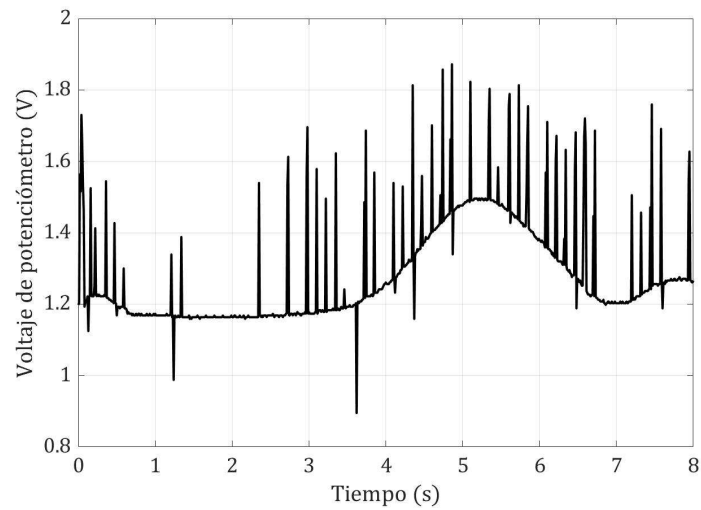


Figura 4.27: Voltaje de potenciómetro para una trayectoria de posición angular continua.

Al realizar el mismo procedimiento que la señal anterior, se obtiene la gráfica de la figura 4.28, donde se compara con las posiciones deseadas.

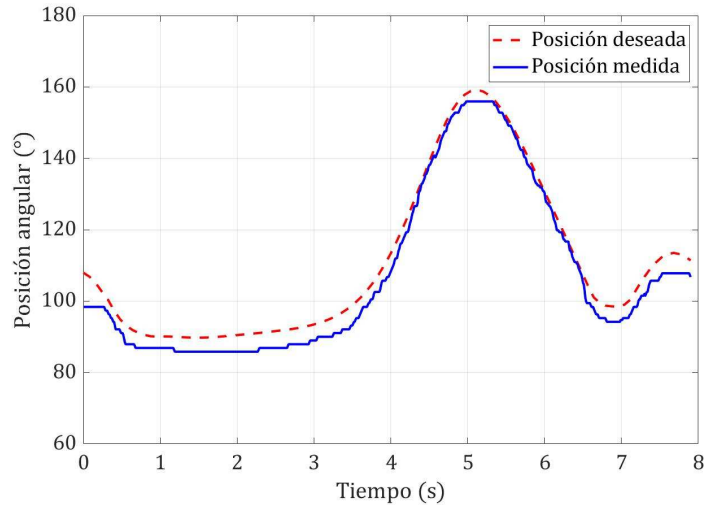


Figura 4.28: Comparación entre las posiciones angulares deseadas y las medidas del servomotor.

4.2.2 Exoesqueleto

El exoesqueleto es controlado mediante la tarjeta electrónica ArduinoTMMega 2560, ya que cuenta con los pines suficientes de señales de PWM para el control de todas las articulaciones. Debido a que el modo convencional de control de servomotores utilizando Simulink y las tarjetas es mediante el modo externo, que consiste en implementar el programa en el hardware y generar código, está limitado por la memoria de la tarjeta entonces se opta por habilitar la opción de Simulink IO. Esta configuración está presente de la versión de Simulink 9.1 en adelante, la cual crea una interfaz de comunicación entre el modelo de Simulink y el servidor IO permitiendo que el hardware mande información cuando lo solicita el modelo de Simulink. De esta manera se comunica con dispositivos a través de Simulink en modo normal de simulación, lo que significa que el modelo reside y es ejecutado en Simulink y no en la tarjeta electrónica. Otra ventaja de esta opción es que permite obtener datos casi en tiempo real.

En la figura 4.29 se puede observar una imagen del prototipo de exoesqueleto al que se le implementa el sistema de control de lazo cerrado para el seguimiento de trayectorias.



Figura 4.29: Vista frontal del prototipo de exoesqueleto.

Seguimiento de trayectorias

Para el seguimiento de trayectorias se utiliza la ley de control de la ecuación (3.2.2), donde la señal retroalimentada corresponde al voltaje medido del potenciómetro del servomotor convertido a posición angular. Como se ha mencionado anteriormente, la señal medida de voltaje presenta ruido por lo que se emplea el filtro de mediana. El filtro genera un retardo en la señal que depende del tiempo de muestreo y el tamaño de ventana seleccionado. A continuación se presentan los resultados para el seguimiento de trayectoria de cada articulación, donde se maneja el ciclo de caminata con porcentaje que representan las 100 muestras tomadas. El tamaño de la ventana para el filtro de mediana es de 35 muestras. Para cuantificar la aproximación entre la posición deseada y la medida, se calcula el error desplazando la posición articular medida, el tiempo del retardo y se calcula la raíz cuadrada del error cuadrático medio (RMSE por sus siglas en Inglés), que nos permite cuantificar la magnitud de la desviación de los valores medidos respecto a los deseados [39].

En la figura 4.30 se muestra en la parte superior el seguimiento de trayectoria de la articulación 1, que corresponde a los dedos del pie en plano sagital, y en la parte inferior el error entre la posición deseada y la medida. El error máximo que se obtuvo es de 8.34° con un RMSE de 2.84° .

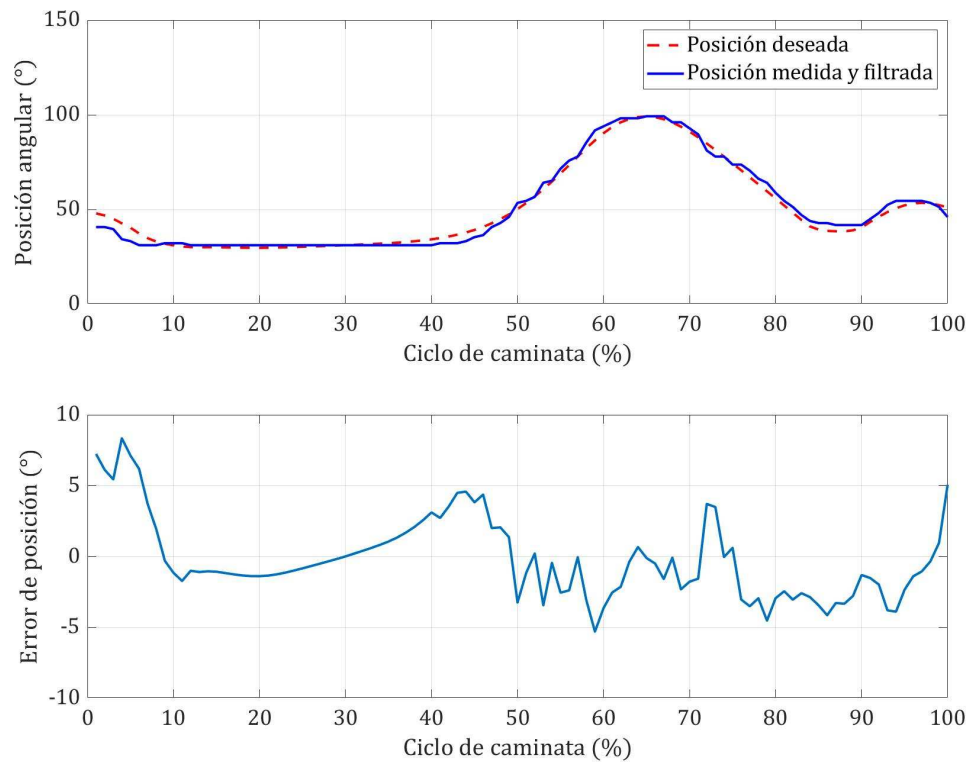


Figura 4.30: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 1 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.

En la figura 4.31 se muestra en la parte superior el seguimiento de trayectoria de la articulación 2, que corresponde al tobillo en plano frontal, y en la parte inferior el error entre la posición deseada y la medida. El error máximo que se obtuvo es de 7.08° con un RMSE de 2.83° .

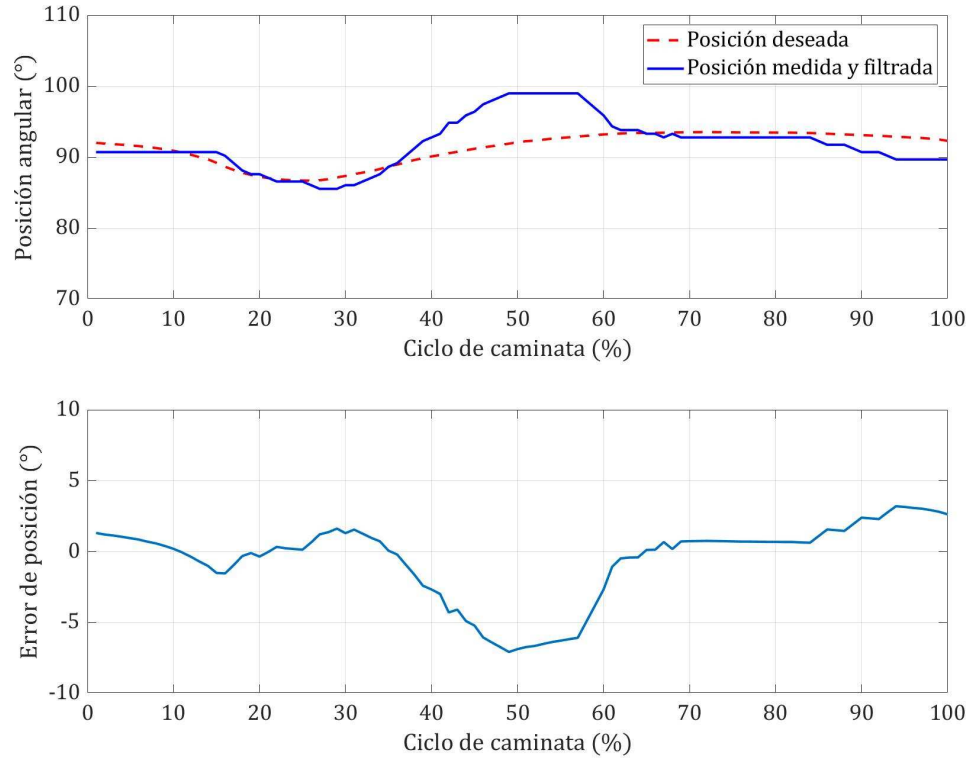


Figura 4.31: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 2 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.

En la figura 4.32 se muestra en la parte superior el seguimiento de trayectoria de la articulación 3, que corresponde al tobillo en plano sagital, y en la parte inferior el error entre la posición deseada y la medida. El error máximo que se obtuvo es de 4.30° con un RMSE de 2.26° .

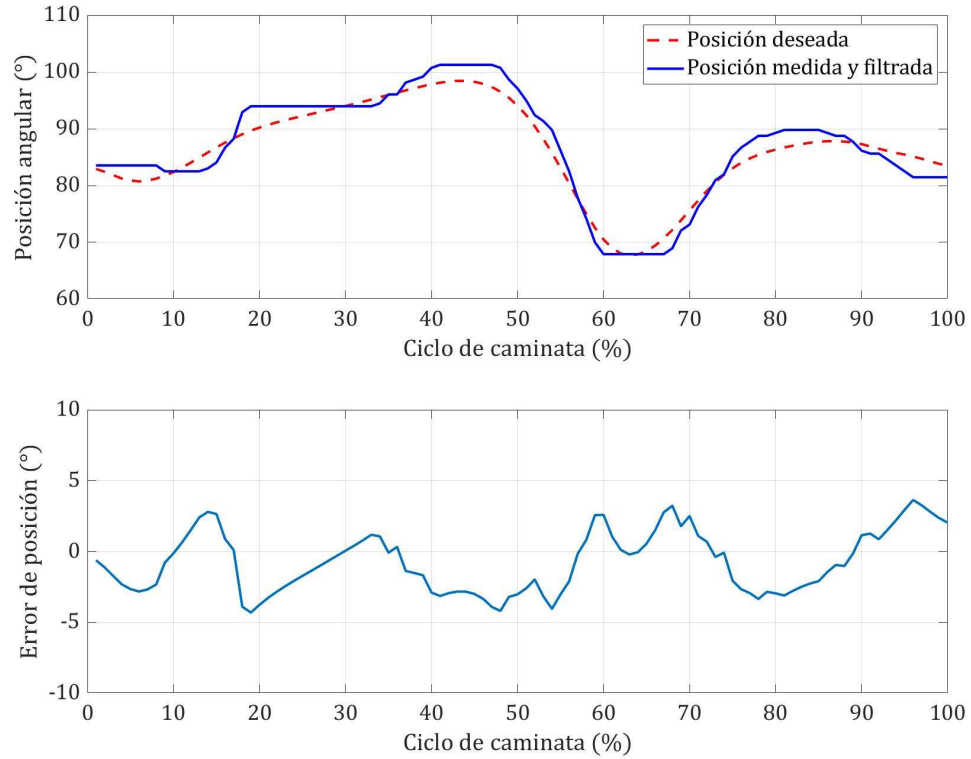


Figura 4.32: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 3 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.

En la figura 4.33 se muestra en la parte superior el seguimiento de trayectoria de la articulación 4, que corresponde a la rodilla en plano sagital, y en la parte inferior el error entre la posición deseada y la medida. El error máximo que se obtuvo es de 7.89° con un RMSE de 5.64° .

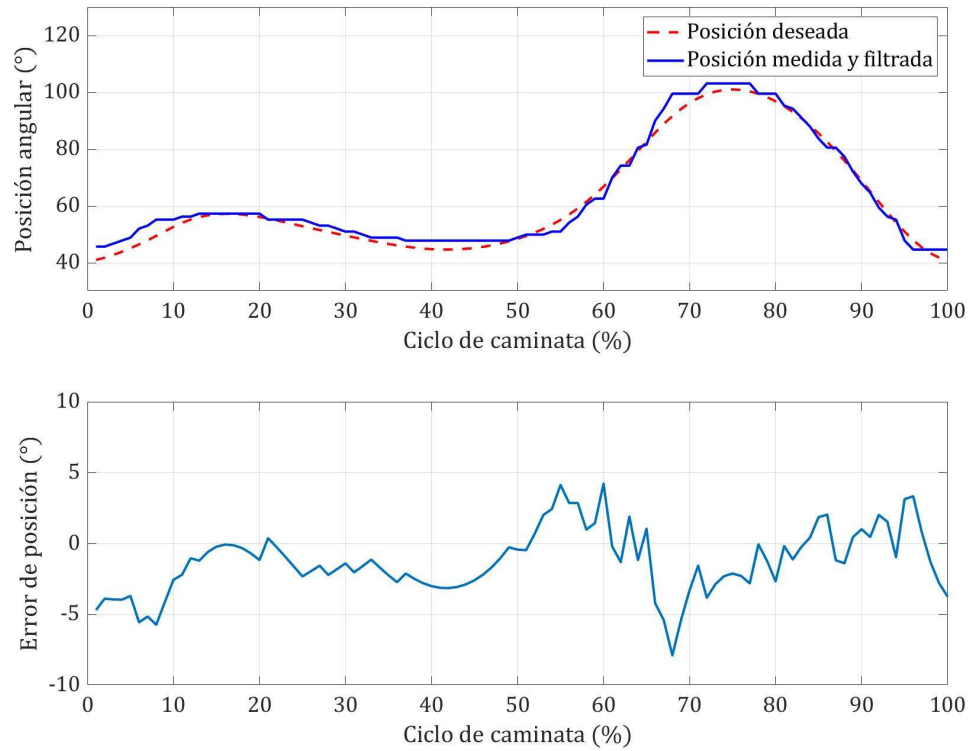


Figura 4.33: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 4 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.

En la figura 4.34 se muestra en la parte superior el seguimiento de trayectoria de la articulación 5, que corresponde a la extremidad inferior en plano transversal, y en la parte inferior el error entre la posición deseada y la medida. El error máximo que se obtuvo es de 2.27° con un RMSE de 0.99° .

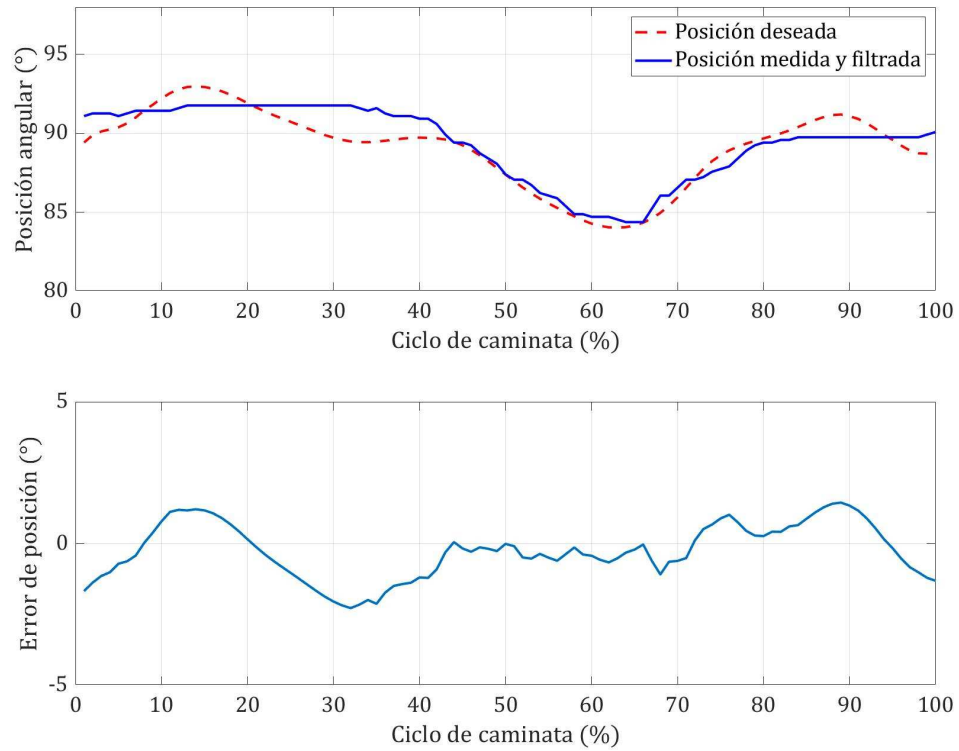


Figura 4.34: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 5 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.

En la figura 4.35 se muestra en la parte superior el seguimiento de trayectoria de la articulación 6, que corresponde a la cadera en plano sagital, y en la parte inferior el error entre la posición deseada y la medida. El error máximo que se obtuvo es de 4.89° con un RMSE de 1.79° .

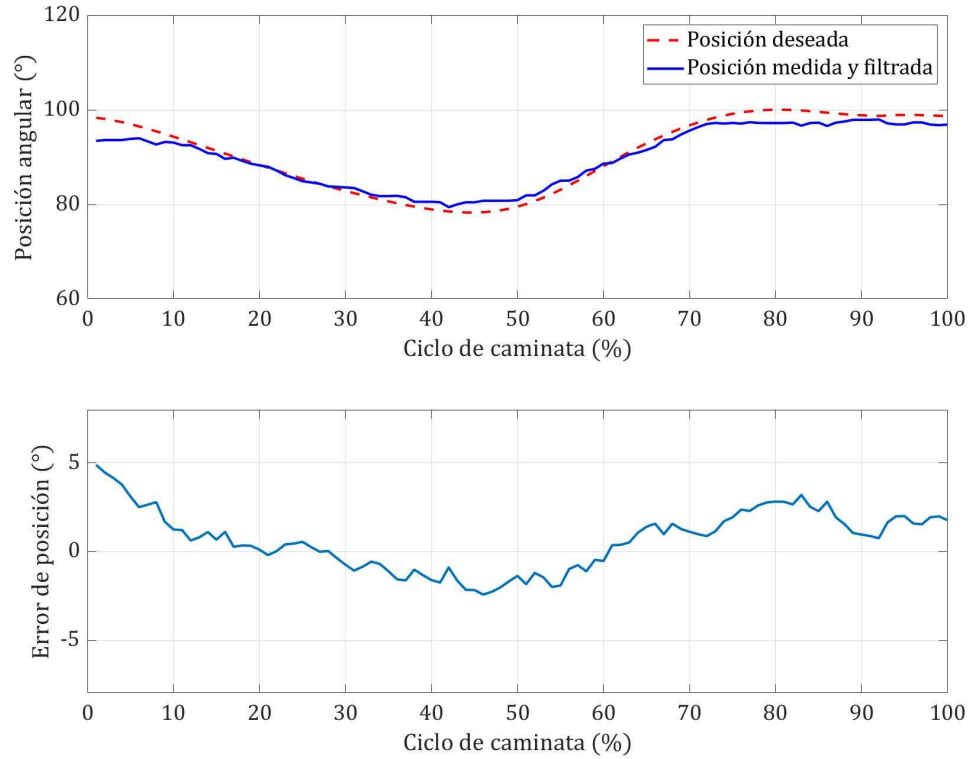


Figura 4.35: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 6 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.

En la figura 4.36 se muestra en la parte superior el seguimiento de trayectoria de la articulación 7, que corresponde a la cadera en plano frontal, y en la parte inferior el error entre la posición deseada y la medida. El error máximo que se obtuvo es de 4.78° con un RMSE de 2.53° .

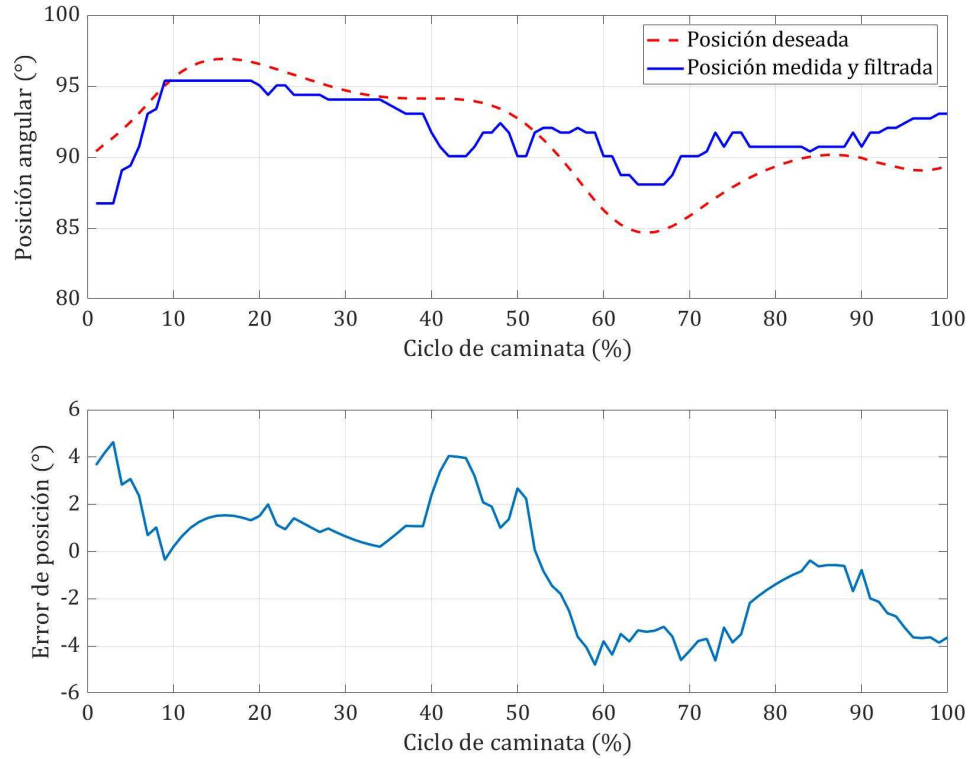


Figura 4.36: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 7 de la extremidad inferior derecha y su respectivo error.

El error máximo y la raíz del error cuadrático medio para el seguimiento de trayectorias de las articulaciones de la extremidad inferior derecha e izquierda se pueden observar en la tabla 4.2.2.

Tabla 4.2.2: Errores obtenidos en el seguimiento de trayectorias para la extremidad inferior derecha e izquierda.

Articulación	Pierna derecha		Pierna izquierda	
	Error máximo (°)	RMSE (°)	Error máximo (°)	RMSE (°)
1	8.34	2.84	7.61	3.50
2	7.08	2.83	4.79	2.07
3	4.30	2.26	7.01	2.73
4	7.89	5.64	7.97	2.60
5	2.27	0.99	3.76	1.32
6	4.89	1.79	6.79	2.98
7	4.78	2.53	5.99	2.86

Para ambas extremidades inferiores se obtuvieron buenos resultados, ya que todos los errores están por debajo de los 10° .

En la figura 4.37 se pueden apreciar los movimientos realizados por las extremidades inferiores para el ciclo de caminata, donde se indican las fases a las que corresponden.

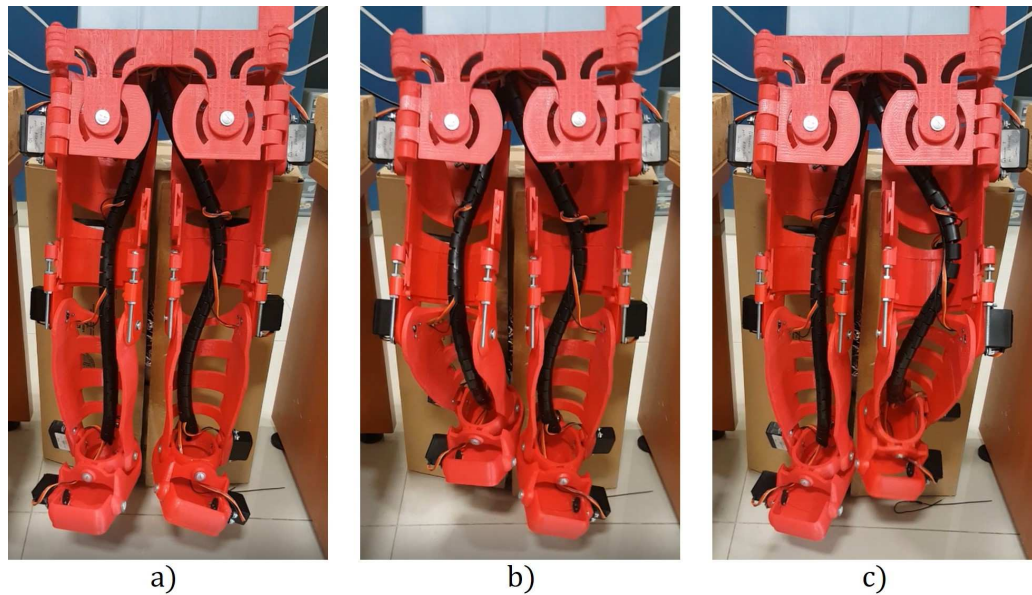


Figura 4.37: Movimientos realizados por las extremidades inferiores en el ciclo de caminata: a) Ambas extremidades inferiores en apoyo, b) extremidad inferior derecha en balanceo y extremidad inferior izquierda en apoyo, c) extremidad inferior izquierda en apoyo y extremidad inferior derecha en balanceo.

Señales de control

Las posiciones articulares generadas por el controlador para el seguimiento de trayectorias de cada grado de libertad se muestran en las siguientes figuras. De manera convencional se presentan las señales de control en grados, convirtiendo los milisegundos con la relación de la ecuación (3.1.3), y así visualizar de forma más clara el rango de movimiento.

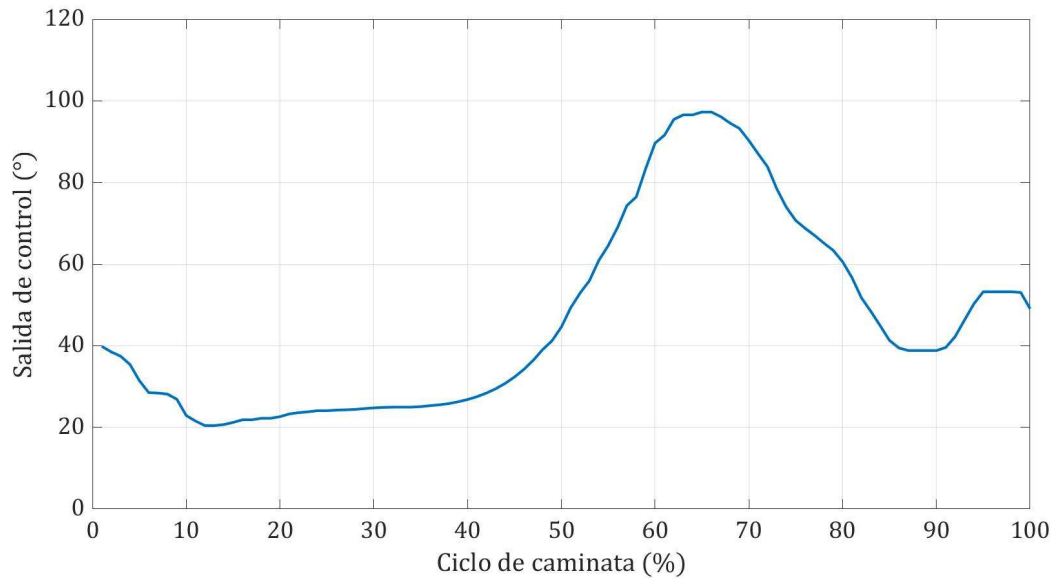


Figura 4.38: Salida de control para articulación 1 de la extremidad inferior derecha.

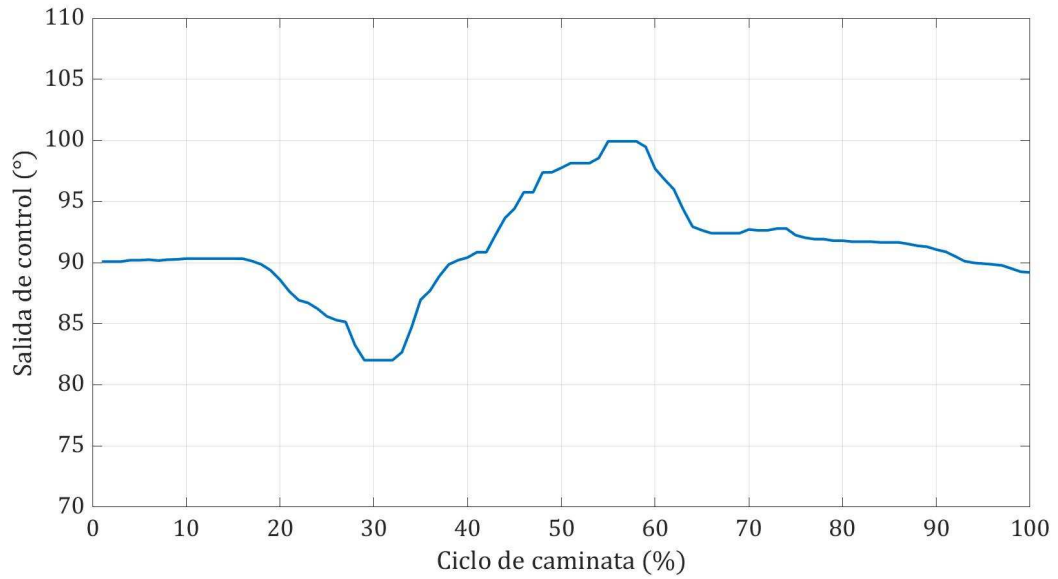


Figura 4.39: Salida de control para articulación 2 de la extremidad inferior derecha.

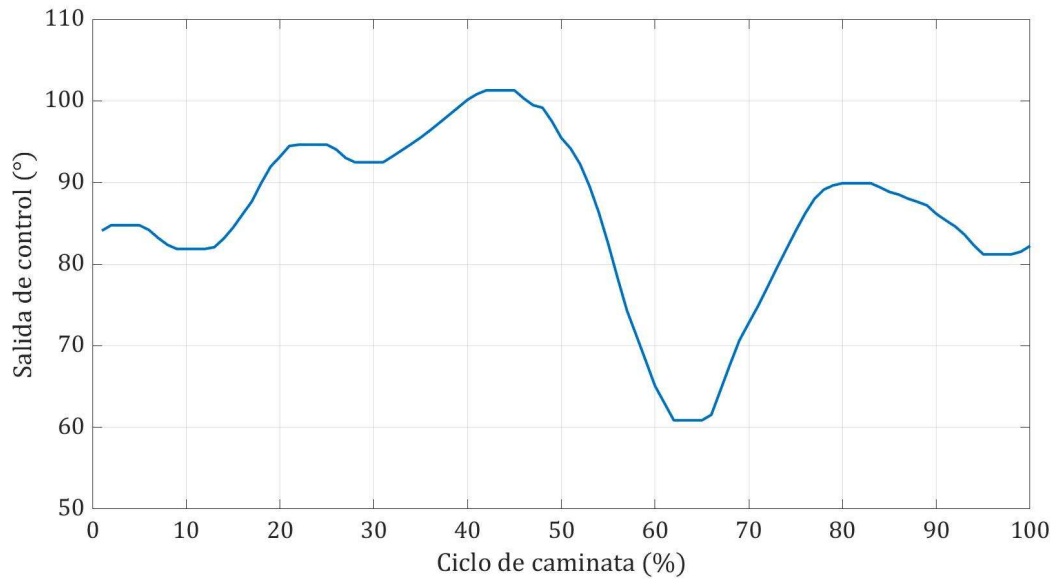


Figura 4.40: Salida de control para articulación 3 de la extremidad inferior derecha.

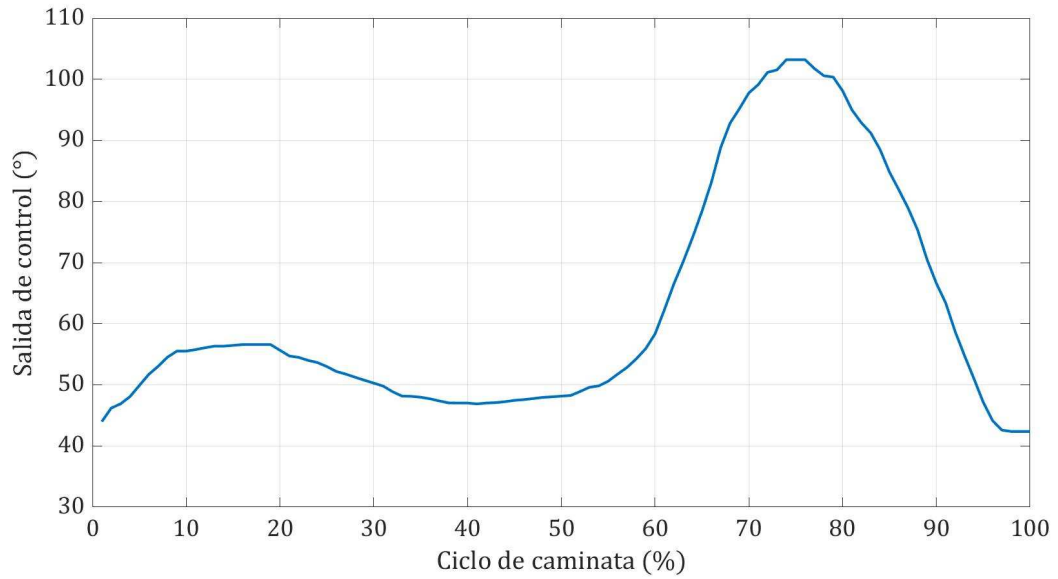


Figura 4.41: Salida de control para articulación 4 de la extremidad inferior derecha.

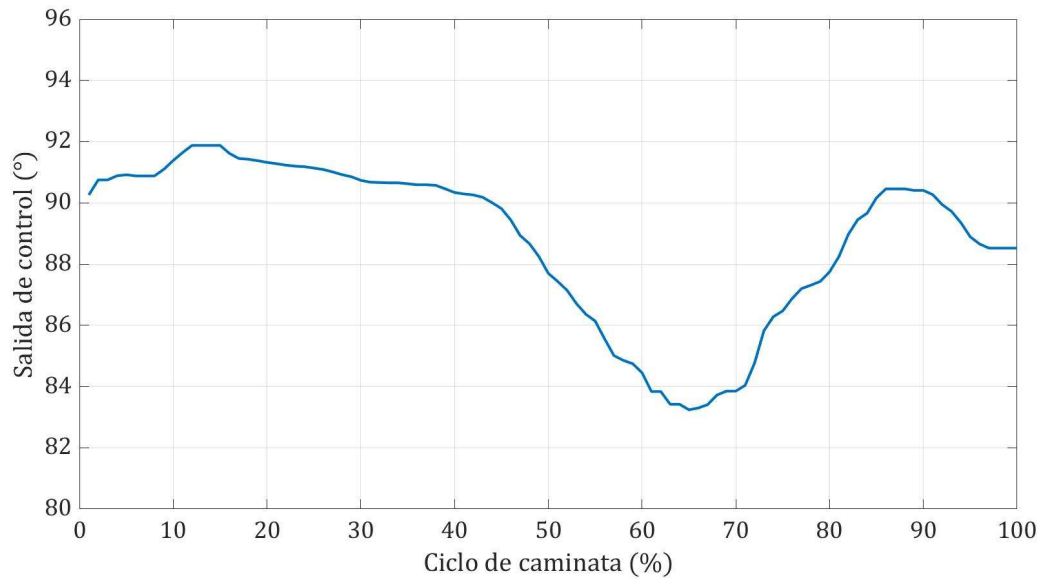


Figura 4.42: Salida de control para articulación 5 de la extremidad inferior derecha.

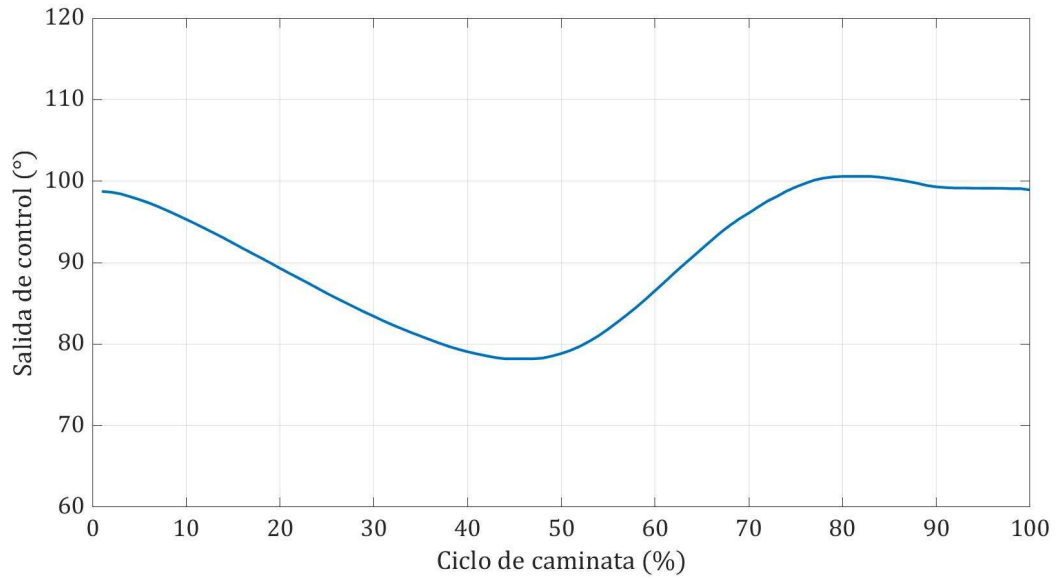


Figura 4.43: Salida de control para articulación 6 de la extremidad inferior derecha.

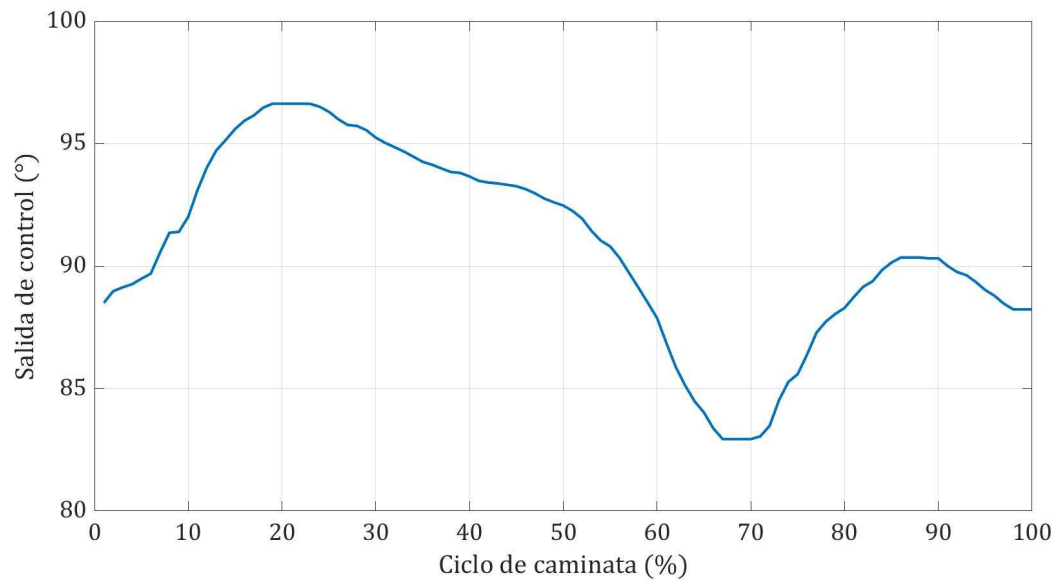


Figura 4.44: Salida de control para articulación 7 de la extremidad inferior derecha.

Para el caso de la extremidad inferior izquierda, las posiciones articulares generadas por el controlador para el seguimiento de trayectorias de cada grado de libertad se muestran en el apéndice B.2.

Conclusiones

En este trabajo de investigación se ha logrado desarrollar un control en lazo cerrado para el seguimiento de trayectorias de referencia en una plataforma experimental de exoesqueleto con 14 grados de libertad gracias a la consideración del modelo dinámico del actuador, que en este caso es el servomotor RC, y a la identificación de sus parámetros. Se validó que con un modelo dinámico de segundo orden del servomotor y aplicando el método propuesto para la estimación de parámetros, se tiene una buena aproximación a la salida del servomotor.

La presencia de ruido en la señal de posición medida afecta al desempeño de seguimiento de control en lazo cerrado, por lo que es necesario la aplicación de un filtro. El filtro de mediana utilizado en este trabajo fue capaz de eliminar el ruido, pero genera un retardo que de igual manera afecta a la salida generada del controlador. A pesar de esto, se obtuvieron errores menores a 10° en ambas extremidades inferiores, que era lo esperado en este trabajo.

Con la configuración presente en las nuevas versiones de Simulink se resuelve el problema de la limitación de la memoria en la tarjeta electrónica y nos permite obtener datos casi en tiempo real.

Las señales de control calculadas para las articulaciones de ambas extremidades inferiores estuvieron dentro del rango de movimiento permisible en la tarjeta electrónica de control y de los servomotres utilizados como actuadores, tales que permiten el correcto seguimiento de trayectoria.

Trabajo futuro

Dentro de los problemas encontrados durante la realización de este trabajo se encuentra la presencia de ruido en el voltaje medido por el potenciómetro para el cálculo de la posición articular. Los filtros utilizados generan un retardo en la señal, lo que afecta al desempeño del seguimiento en lazo cerrado. Algunas soluciones a este problema es el uso de algún filtro capaz de limpiar la señal del voltaje sin generar tanto retardo o utilizar otros sensores que presenten menos ruido.

Se requiere el uso de leyes de control robusto que ayude a reducir el error obtenido a pesar de incertidumbres y ruido, y que a su vez puedan ser utilizadas para que el exoesqueleto realice otro tipo de tareas. Además se debe de considerar la interacción entre el exoesqueleto y el portador.

Al diseño del exoesqueleto se le requiere hacer modificaciones para que sea más ergonómico y que sea más sencillo su ensamble. También se puede construir el prototipo con otro tipo de material y que sea de tamaño real, de tal forma que una persona pueda utilizarlo.

Para el seguimiento de trayectorias, se debe reducir el tiempo que tarda el exoesqueleto en realizar los movimientos y que los pueda hacer de una manera más suave. Además se espera lograr que el exoesqueleto se mueva sobre superficies y sea capaz de cambiar sus movimientos dependiendo de las condiciones en las que se encuentre.

Como trabajo futuro, también conviene realizar la comunicación entre el exoesqueleto y la computadora de manera inalámbrica, por ejemplo por medio de bluetooth, con la finalidad de controlar el exoesqueleto a distancia sin la limitación del cableado.

Bibliografía

- [1] Hipolito Aguilar Sierra. Control de un exoesqueleto para asistir en la bipedestación y la marcha de una persona. *Tesis para obtener el grado de Doctor en Ciencias. Departamento de Control Automático de la Universidad Zacatenco*, 2016.
- [2] Khairul Anam and Adel Ali Al-Jumaily. Active exoskeleton control systems: State of the art. *Procedia Engineering*, 41:988–994, 2012.
- [3] Banco Mundial et al. Informe mundial sobre la discapacidad. *Organización Mundial de la Salud*, 2011.
- [4] Ana RC Donati, Solaiman Shokur, Edgard Morya, Debora SF Campos, Renan C Moioli, Claudia M Gitti, Patricia B Augusto, Sandra Tripodi, Cristhiane G Pires, Gislaine A Pereira, et al. Long-term training with a brain-machine interface-based gait protocol induces partial neurological recovery in paraplegic patients. *Scientific reports*, 6:30383, 2016.
- [5] Natasa Koceska and Saso Koceski. Robot devices for gait rehabilitation. *International journal of computer applications*, 62(13), 2013.
- [6] Nicholas Yagn. Apparatus for facilitating walking, running, and jumping. *US patent*, 420179, 1890.
- [7] Ralph S Mosher. Handyman to hardiman. *Sae Transactions*, pages 588–597, 1968.
- [8] BJ Makinson. Research and development prototype for machine augmentation of human strength and endurance. hardiman i project. Technical report, GENERAL ELECTRIC CO SCHENECTADY NY SPECIALTY MATERIALS HANDLING PRODUCTS, 1971.
- [9] Miomir Vukobratovic, D Hristic, and Z Stojiljkovic. Development of active anthropomorphic exoskeletons. *Medical and Biological Engineering*, 12(1):66–80, 1974.
- [10] Miomir Vukobratović. Active exoskeletal systems and beginning of the development of humanoid robotics. *Facta universitatis-series: Mechanics, Automatic Control and Robotics*, 7(1):243–262, 2008.
- [11] A Seireg and JG Grundmann. Design of a multitask exoskeletal walking device for paraplegics. *Biomechanics of medical devices*, pages 569–644, 1981.
- [12] Homayoon Kazerooni. Human-robot interaction via the transfer of power and information signals. *IEEE Transactions on systems, Man, and Cybernetics*, 20(2):450–463, 1990.

- [13] H Kazerooni and Jenhwa Guo. Dynamics and control of human-robot interaction. In *1993 American Control Conference*, pages 2398–2403. IEEE, 1993.
- [14] Justin Ghan and Hami Kazerooni. System identification for the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). In *Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006.*, pages 3477–3484. IEEE, 2006.
- [15] Yoshiyuki Sankai. Leading edge of cybernics: Robot suit hal. In *2006 SICE-ICASE International Joint Conference*, pages P–1. IEEE, 2006.
- [16] Anja Schütz. Robotic exoskeleton: For a better quality of life. *Maxon motor*, 2012.
- [17] Yongtian He, David Eguren, Trieu Phat Luu, and Jose L Contreras-Vidal. Risk management and regulations for lower limb medical exoskeletons: a review. *Medical Devices (Auckland, NZ)*, 10:89, 2017.
- [18] Ekso Bionics. Ekso bionics. *IEEE Spectrum*, 49(1):30–32, 2015.
- [19] SuitX. Phoenix Medical Exoskeleton. <https://www.suitx.com/phoenix-medical-exoskeleton>.
- [20] Aaron M Dollar and Hugh Herr. Active orthoses for the lower-limbs: challenges and state of the art. In *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, pages 968–977. IEEE, 2007.
- [21] Miguel Ángel Tovar Estrada. *Diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores de 14 grados de libertad y su aplicación para emular la locomoción humana*. PhD thesis, Tesis de Maestría en Ciencias, Universidad Autónoma de Nuevo León, Mexico.
- [22] Gerardo Pachicano Mendoza. *Instrumentación de una plataforma experimental para el control de exoesqueletos de miembro inferior*. PhD thesis, Tesis de Maestría en Ciencias, Universidad Autónoma de Nuevo León, Mexico.
- [23] Inteco Sp. z o.o., Krakow, Poland. *Modular Servo System - User Manual*, 2008.
- [24] J. Manuel Zamora. Módulo didáctico de control basado en lego mindstorms y simulink, 2016.
- [25] Wei-Sheng Huang, Chun-Wei Liu, Pau-Lo Hsu, and Syh-Shiuh Yeh. Precision control and compensation of servomotors and machine tools via the disturbance observer. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 57(1):420–429, 2010.
- [26] Takashi Wada, Masato Ishikawa, Ryohei Kitayoshi, Ichiro Maruta, and Toshiharu Sugie. Practical modeling and system identification of r/c servo motors. In *2009 IEEE Control Applications, (CCA) & Intelligent Control, (ISIC)*, pages 1378–1383. IEEE, 2009.
- [27] Claudio Urrea Onate and John Kern Molina. Characterization, simulation and implementation of a new dynamic model for a dc servomotor. *IEEE Latin America Transactions*, 12(6):997–1004, 2014.
- [28] Antonio Barrientos. Fundamentos de robótica. Technical report, e-libro, Corp., 2007.

- [29] Hassan K Khalil and JW Grizzle. *Nonlinear systems*, volume 3. Prentice hall Upper Saddle River, NJ, 2002.
- [30] Nathaniel Pinckney. Pulse-width modulation for microcontroller servo control. *IEEE potentials*, 25(1):27–29, 2006.
- [31] Jean-Jacques E Slotine, Weiping Li, et al. *Applied nonlinear control*, volume 199. Prentice hall Englewood Cliffs, NJ, 1991.
- [32] Bruno Siciliano and Oussama Khatib. *Springer handbook of robotics*. Springer, 2016.
- [33] Rafael Kelly, Victor Santibáñez Davila, and Julio Antonio Loría Perez. *Control of robot manipulators in joint space*. Springer Science & Business Media, 2006.
- [34] S Swapna Kumar and SVB Lenina. *MATLAB: Easy Way of Learning*. PHI Learning Pvt. Ltd., 2016.
- [35] Clifford J Weinstein. *Programs for digital signal processing*. IEEE, 1979.
- [36] William K Pratt. *Introduction to digital image processing*. CRC press, 2013.
- [37] Bogdan Pietraszewski, Slawomir Winiarski, and Sebastian Jaroszczuk. Threedimensional human gait pattern–reference data for normal men. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 14(3):9–16, 2012.
- [38] GD Hahn. A modified euler method for dynamic analyses. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 32(5):943–955, 1991.
- [39] Rob J Hyndman and Anne B Koehler. Another look at measures of forecast accuracy. *International journal of forecasting*, 22(4):679–688, 2006.

Apéndice A

Posiciones y velocidades articulares deseadas

A.1 Posiciones articulares

Las trayectorias de posición para las articulaciones de la extremidad inferior derecha son:

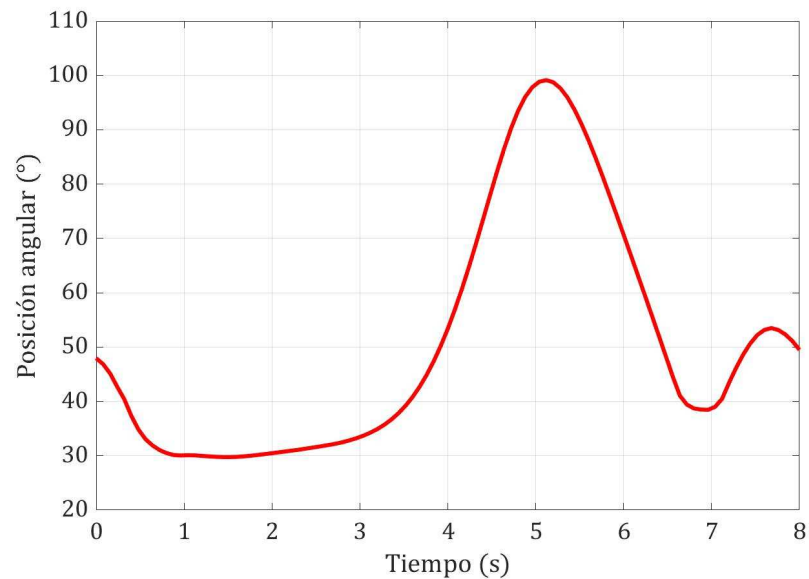


Figura A.1: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 1 en la extremidad inferior derecha.

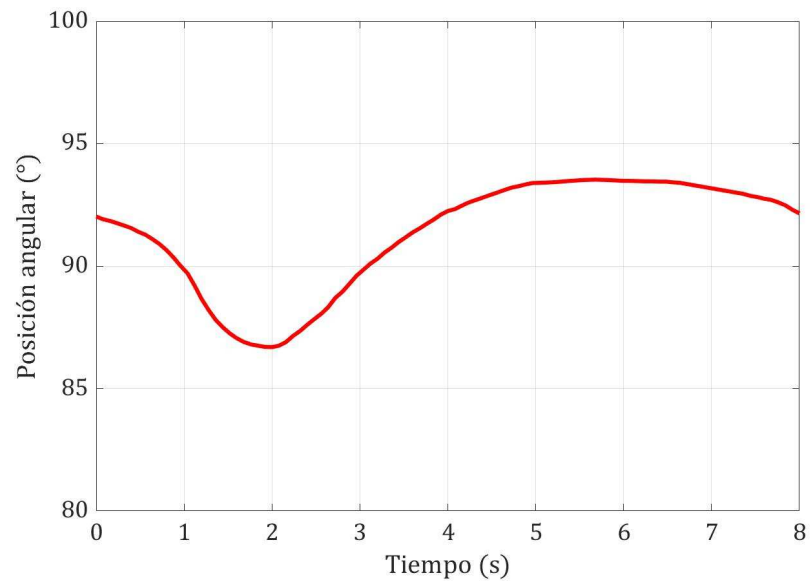


Figura A.2: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 2 en la extremidad inferior derecha.

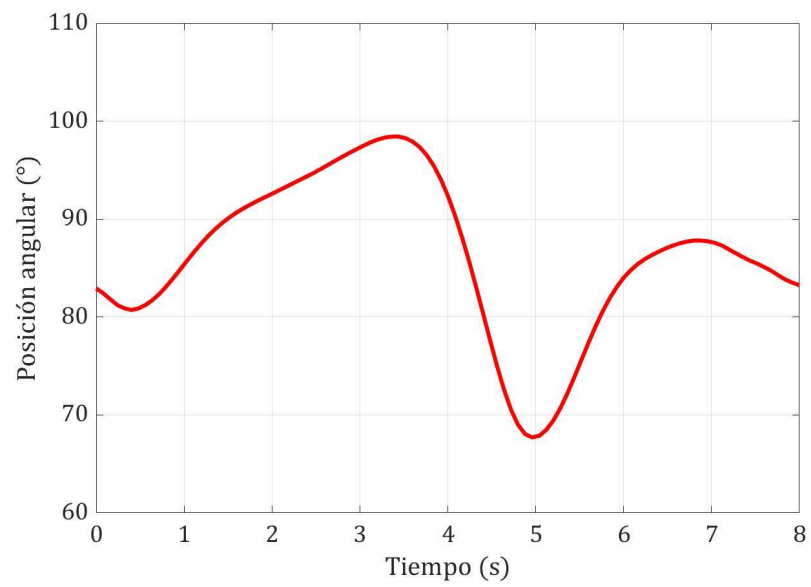


Figura A.3: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 3 en la extremidad inferior derecha.

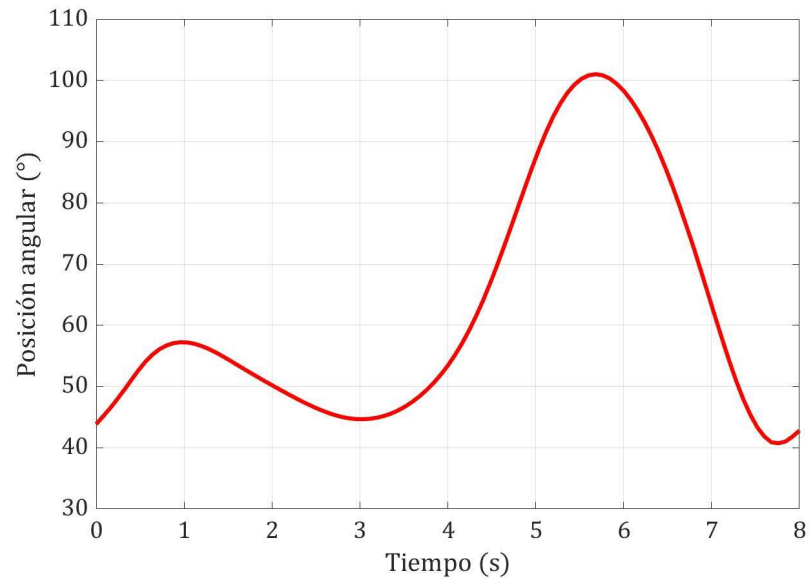


Figura A.4: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 4 en la extremidad inferior derecha.

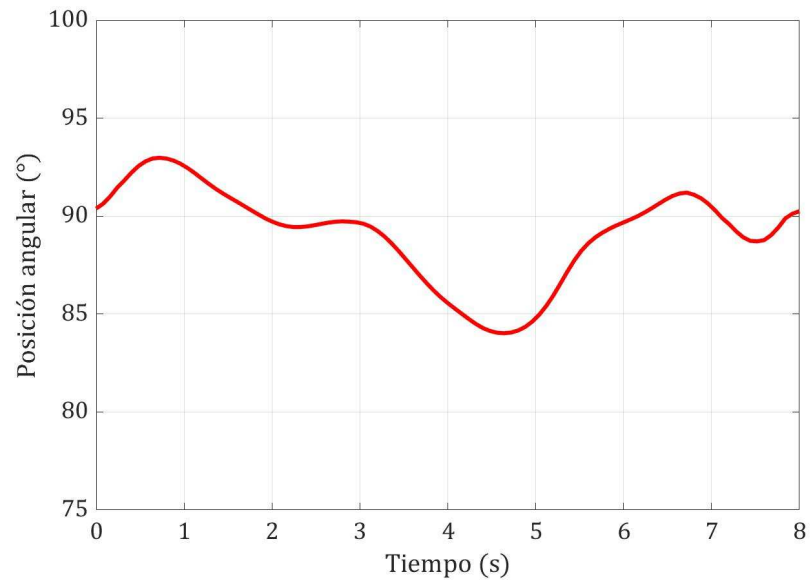


Figura A.5: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 5 en la extremidad inferior derecha.

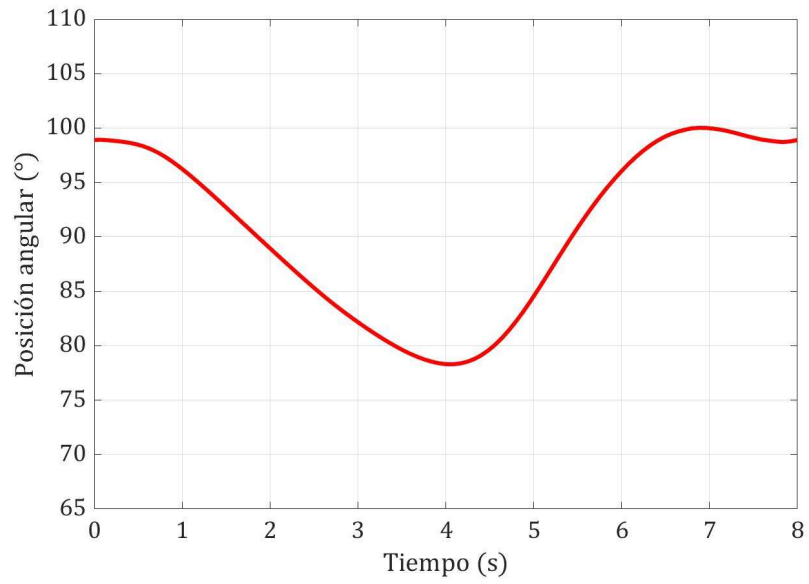


Figura A.6: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 6 en la extremidad inferior derecha.

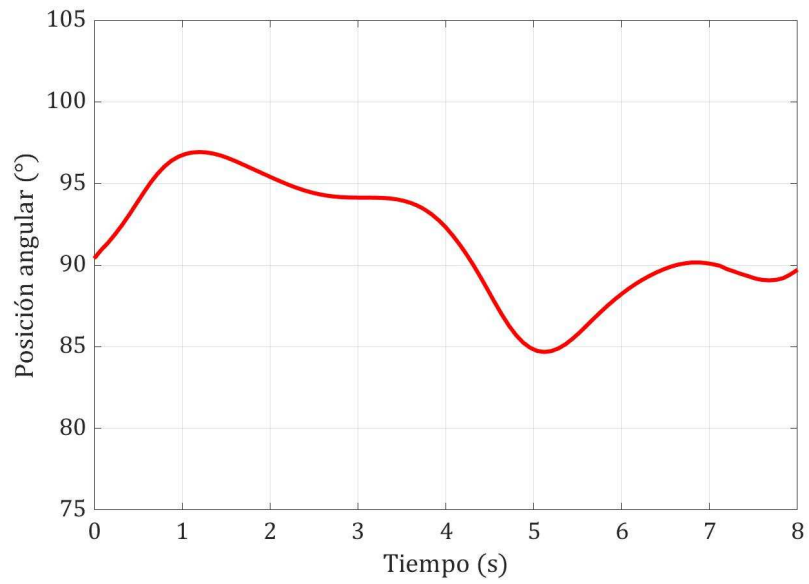


Figura A.7: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 7 en la extremidad inferior derecha.

Para el caso de la extremidad inferior izquierda, las trayectorias de posición para las articulaciones son:

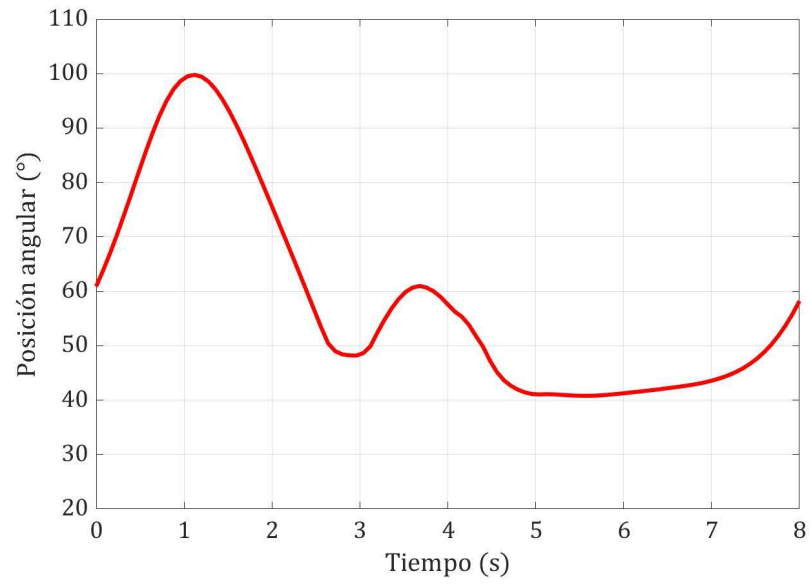


Figura A.8: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 1 en la extremidad inferior izquierda.

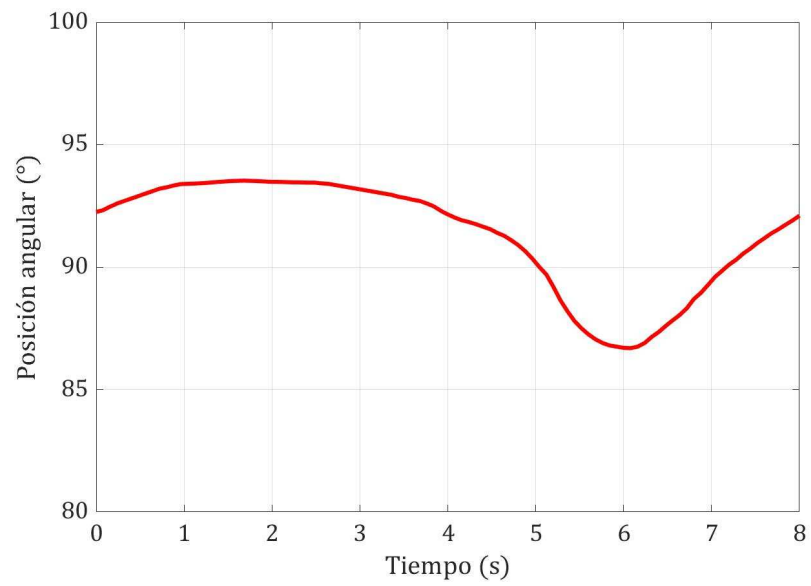


Figura A.9: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 2 en la extremidad inferior izquierda.

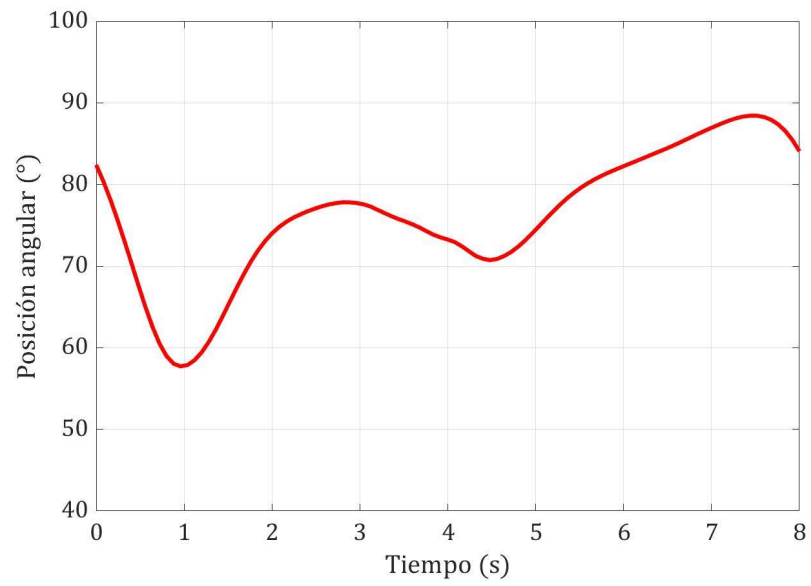


Figura A.10: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 3 en la extremidad inferior izquierda.

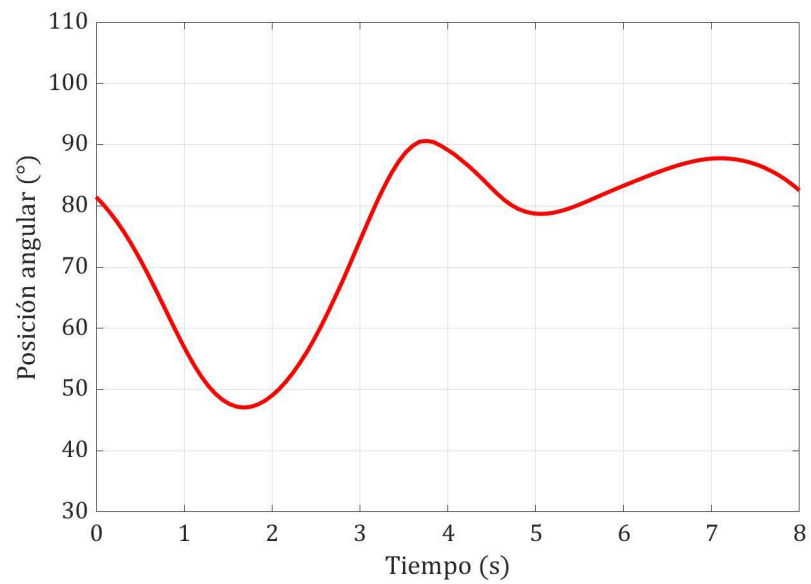


Figura A.11: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 4 en la extremidad inferior izquierda.

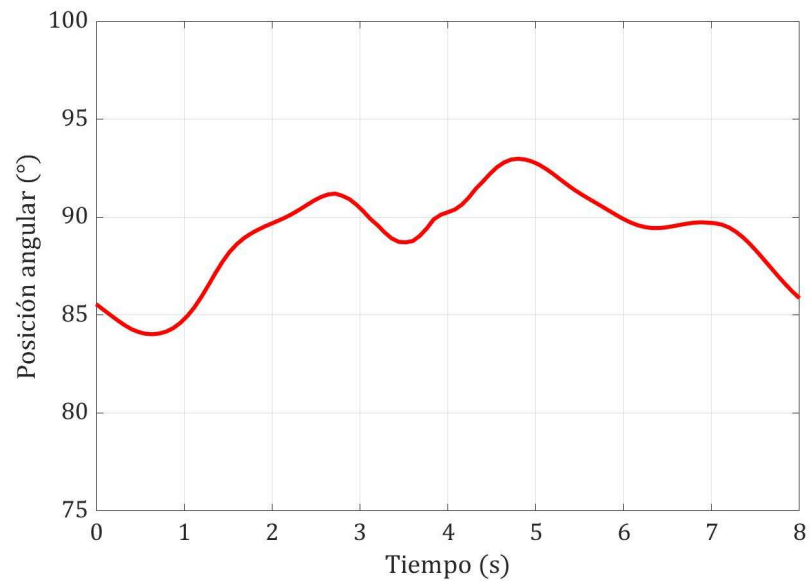


Figura A.12: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 5 en la extremidad inferior izquierda.

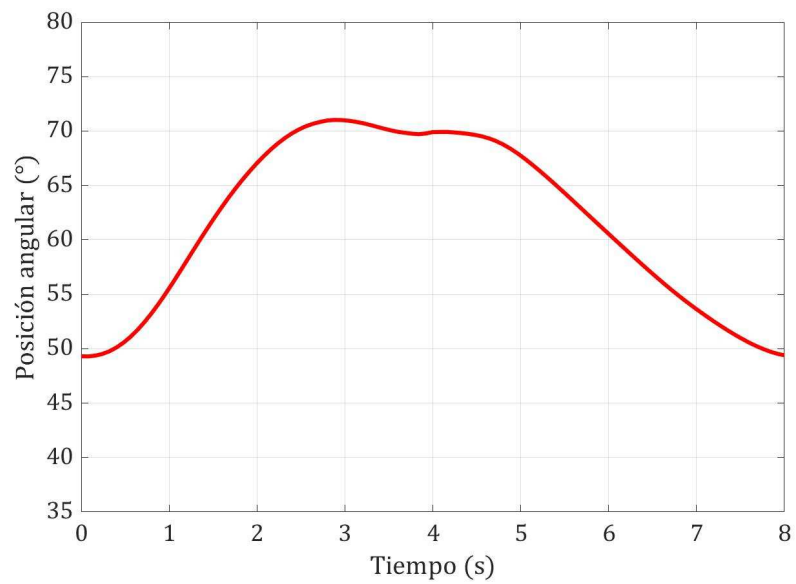


Figura A.13: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 6 en la extremidad inferior izquierda.

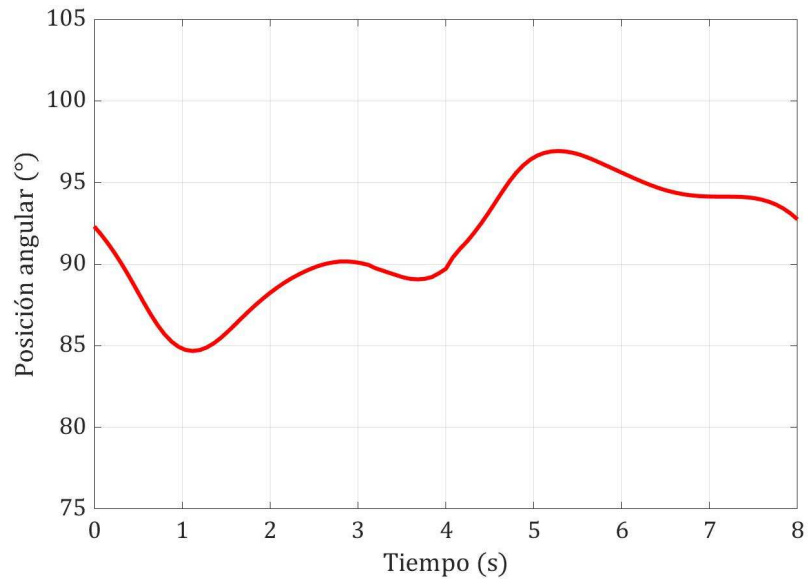


Figura A.14: Trayectoria de referencia de posición para la articulación 7 en la extremidad inferior izquierda.

A.2 Velocidades articulares

Las trayectorias de velocidad para las articulaciones de la extremidad inferior derecha son:

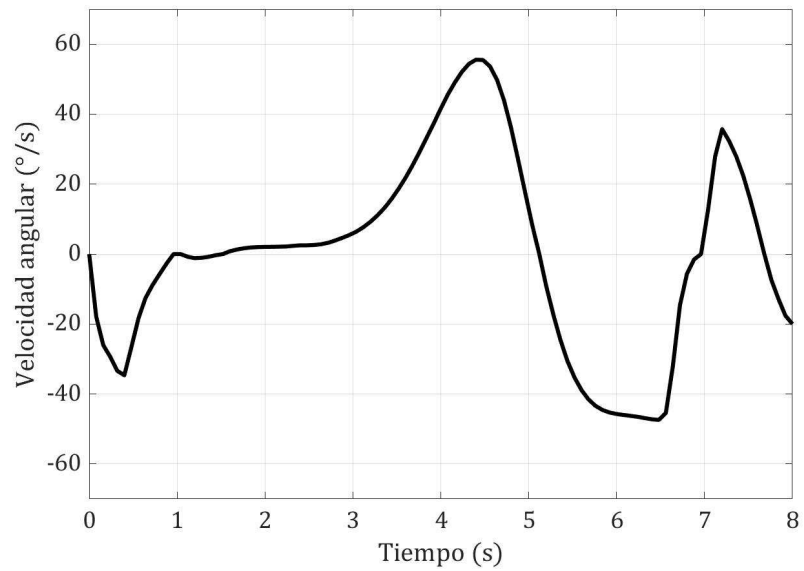


Figura A.15: Velocidad de referencia para la articulación 1 en la extremidad inferior derecha.

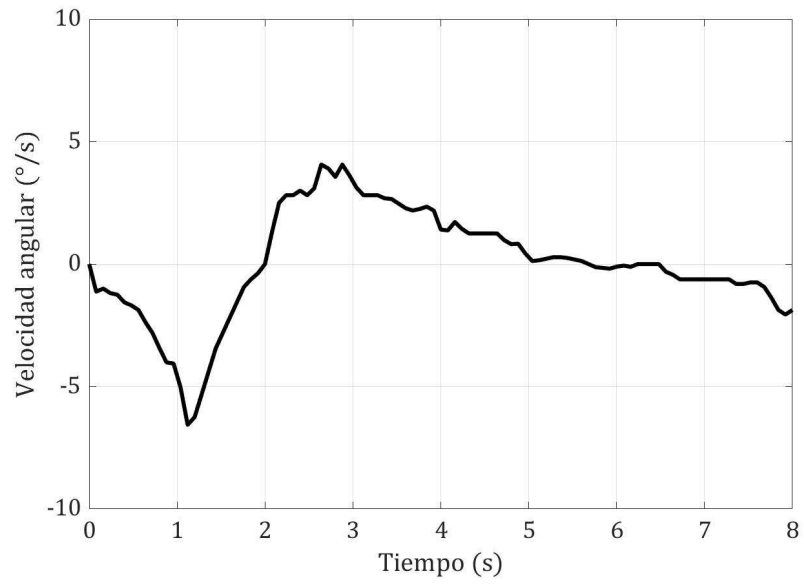


Figura A.16: Velocidad de referencia para la articulación 2 en la extremidad inferior derecha.

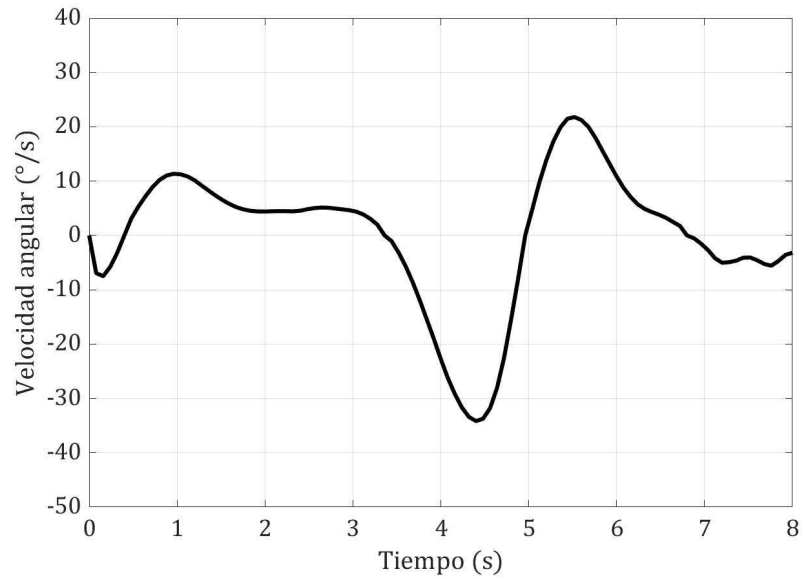


Figura A.17: Velocidad de referencia para la articulación 3 en la extremidad inferior derecha.

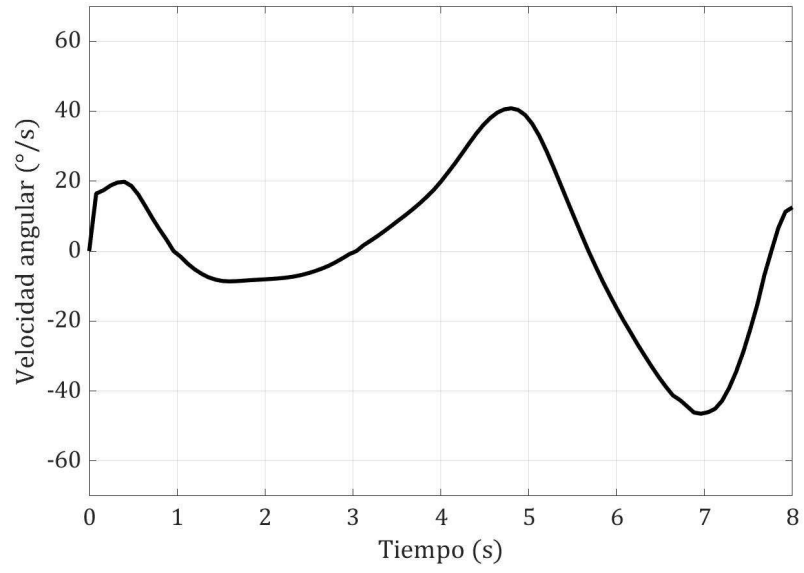


Figura A.18: Velocidad de referencia para la articulación 4 en la extremidad inferior derecha.

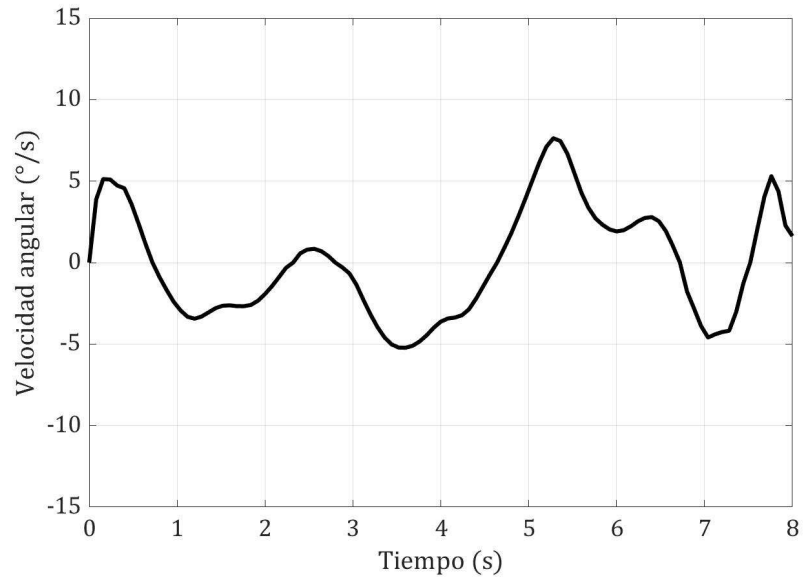


Figura A.19: Velocidad de referencia para la articulación 5 en la extremidad inferior derecha.

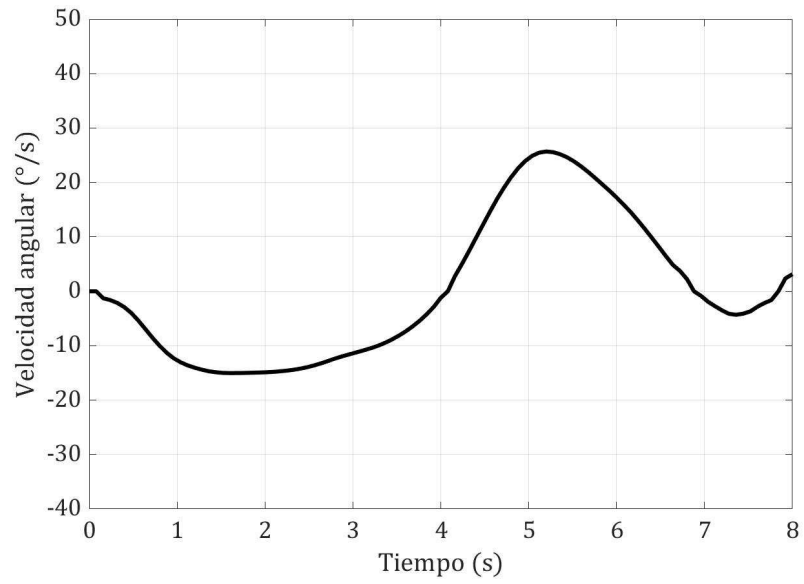


Figura A.20: Velocidad de referencia para la articulación 6 en la extremidad inferior derecha.

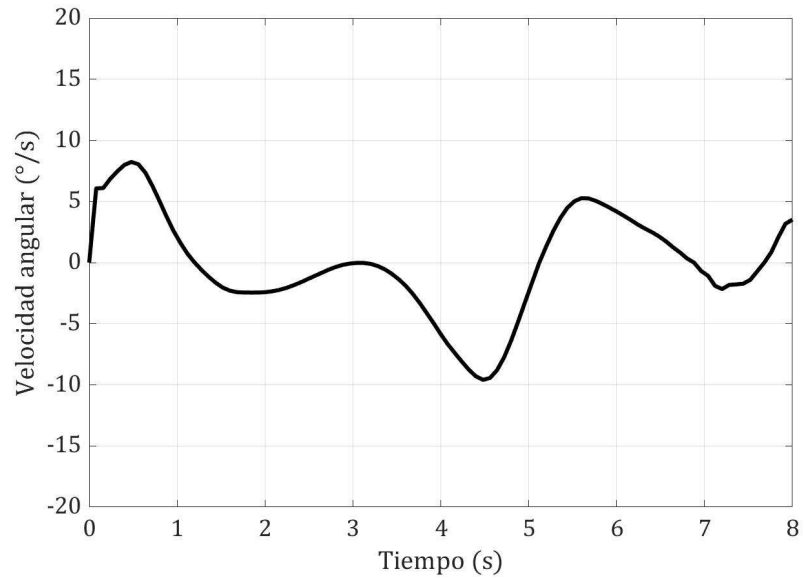


Figura A.21: Velocidad de referencia para la articulación 7 en la extremidad inferior derecha.

Para el caso de la extremidad inferior izquierda, las trayectorias de velocidad para las articulaciones son:

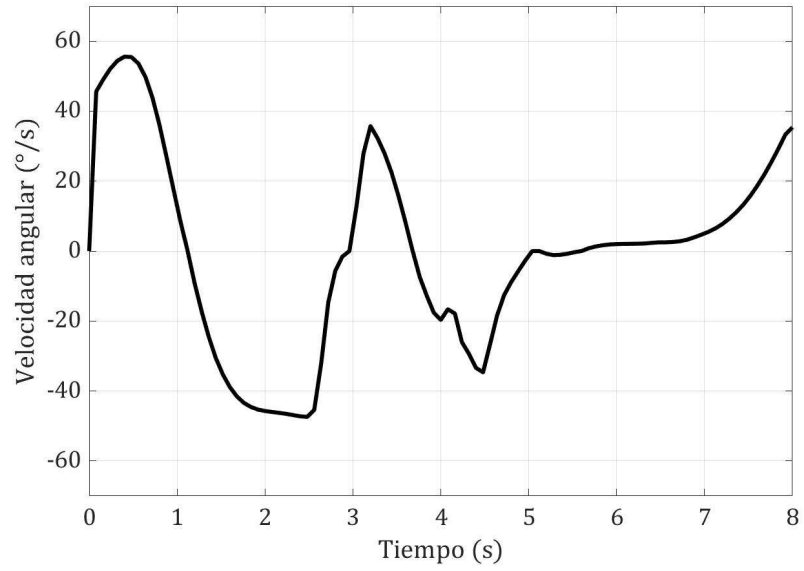


Figura A.22: Velocidad de referencia para la articulación 1 en la extremidad inferior izquierda.

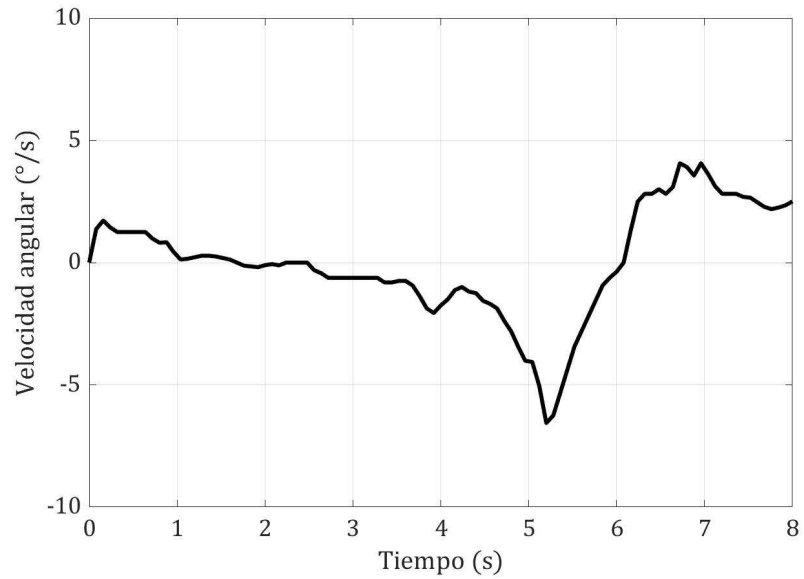


Figura A.23: Velocidad de referencia para la articulación 2 en la extremidad inferior izquierda.

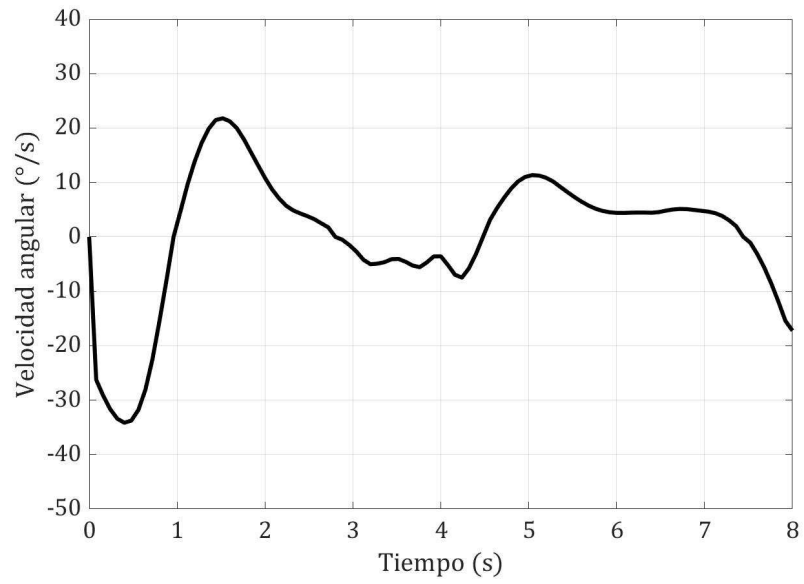


Figura A.24: Velocidad de referencia para la articulación 3 en la extremidad inferior izquierda.

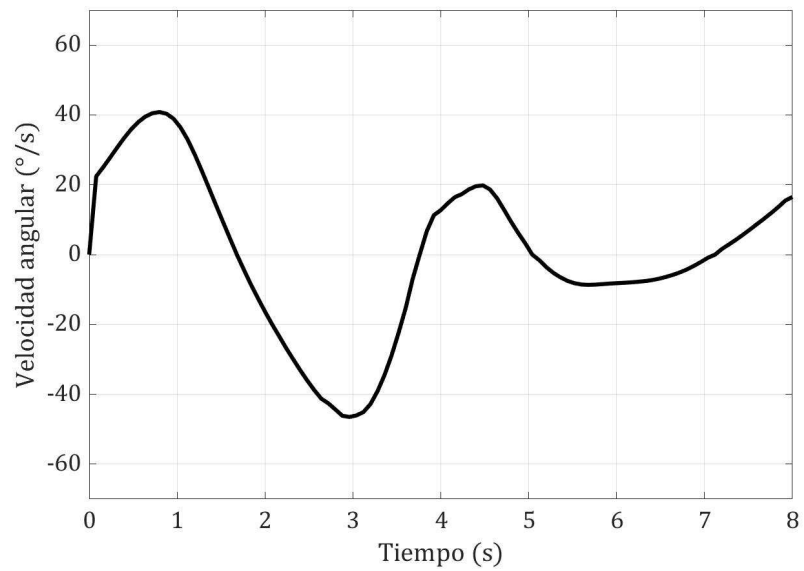


Figura A.25: Velocidad de referencia para la articulación 4 en la extremidad inferior izquierda.

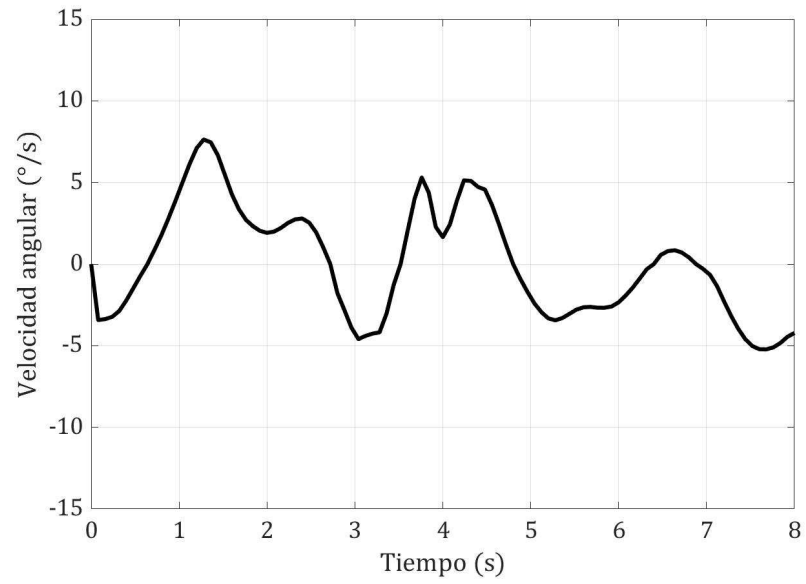


Figura A.26: Velocidad de referencia para la articulación 5 en la extremidad inferior izquierda.

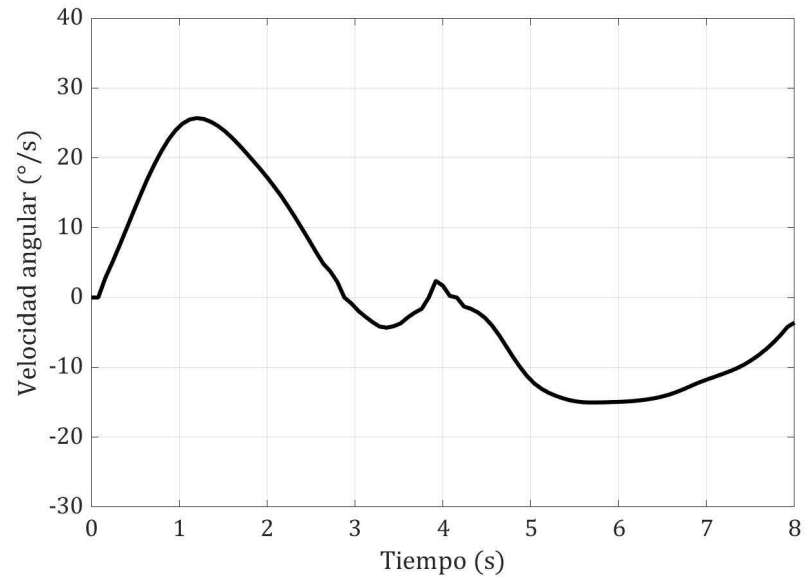


Figura A.27: Velocidad de referencia para la articulación 6 en la extremidad inferior izquierda.

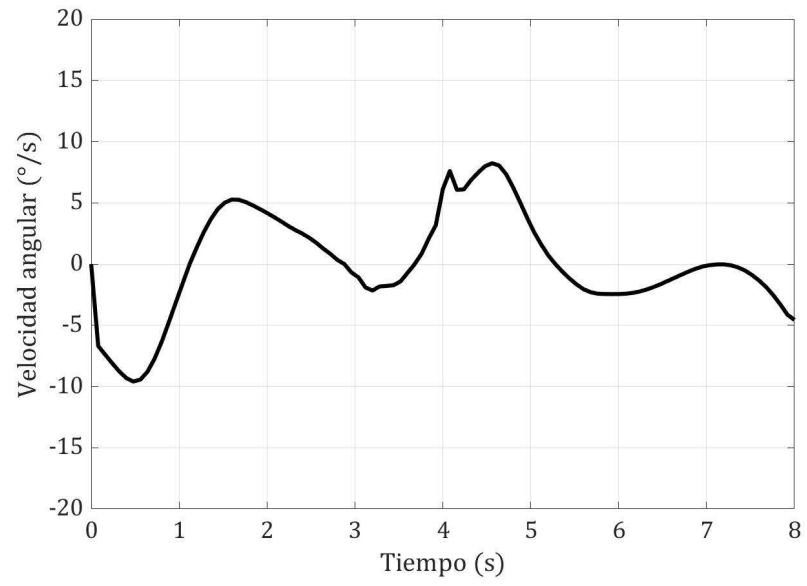


Figura A.28: Velocidad de referencia para la articulación 7 en la extremidad inferior izquierda.

Apéndice B

Resultados experimentales de extremidad inferior izquierda

B.1 Seguimiento de trayectorias

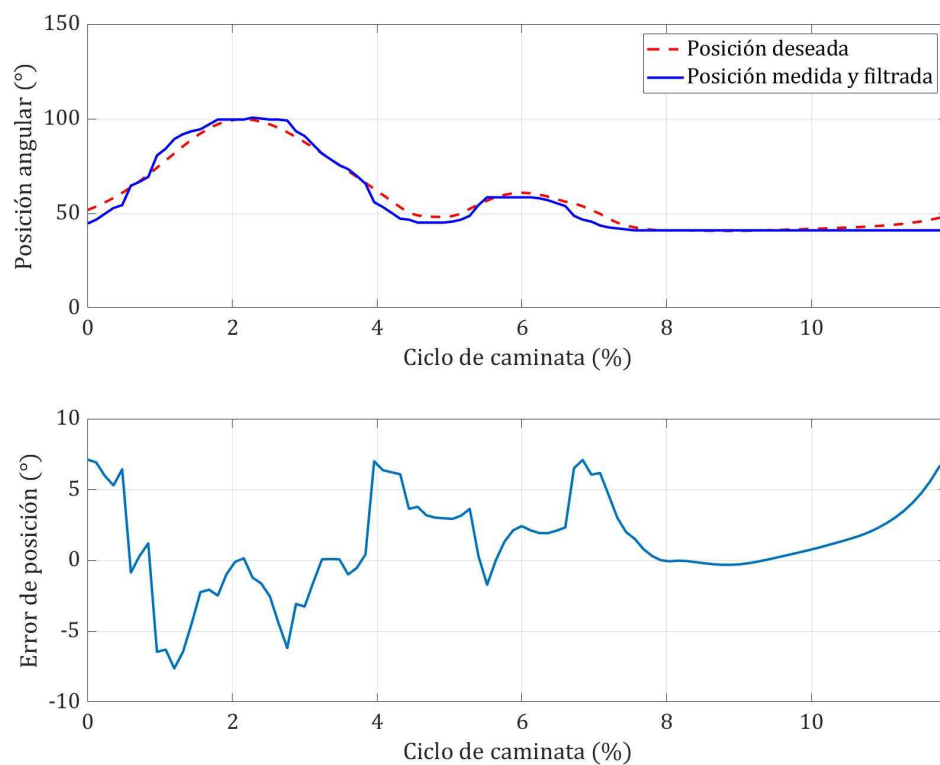


Figura B.1: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 1 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.

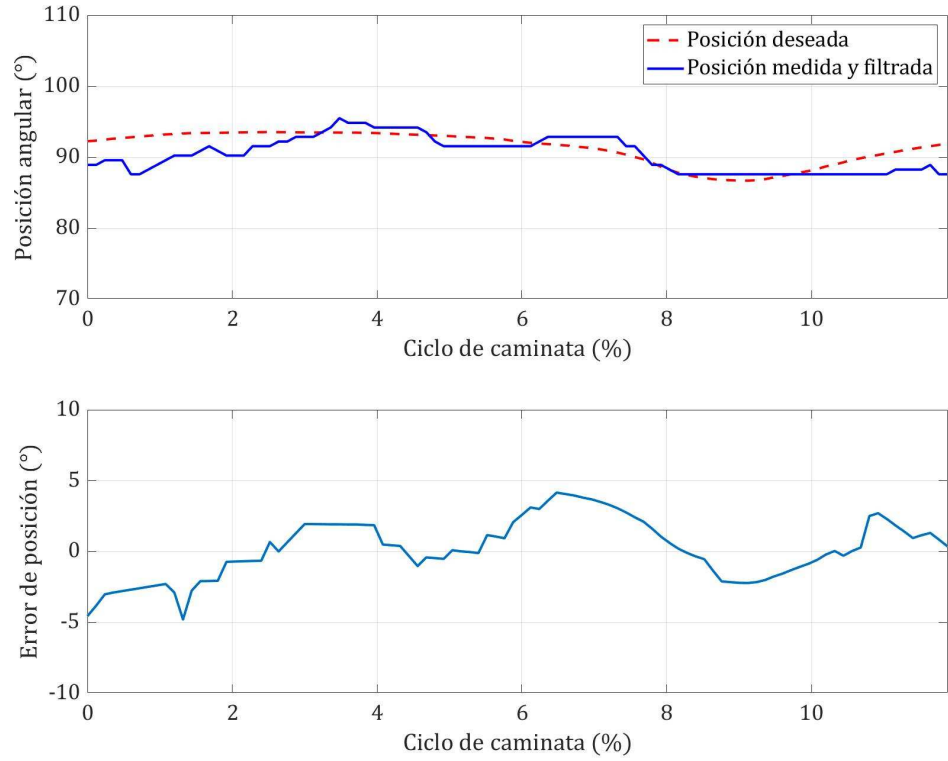


Figura B.2: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 2 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.

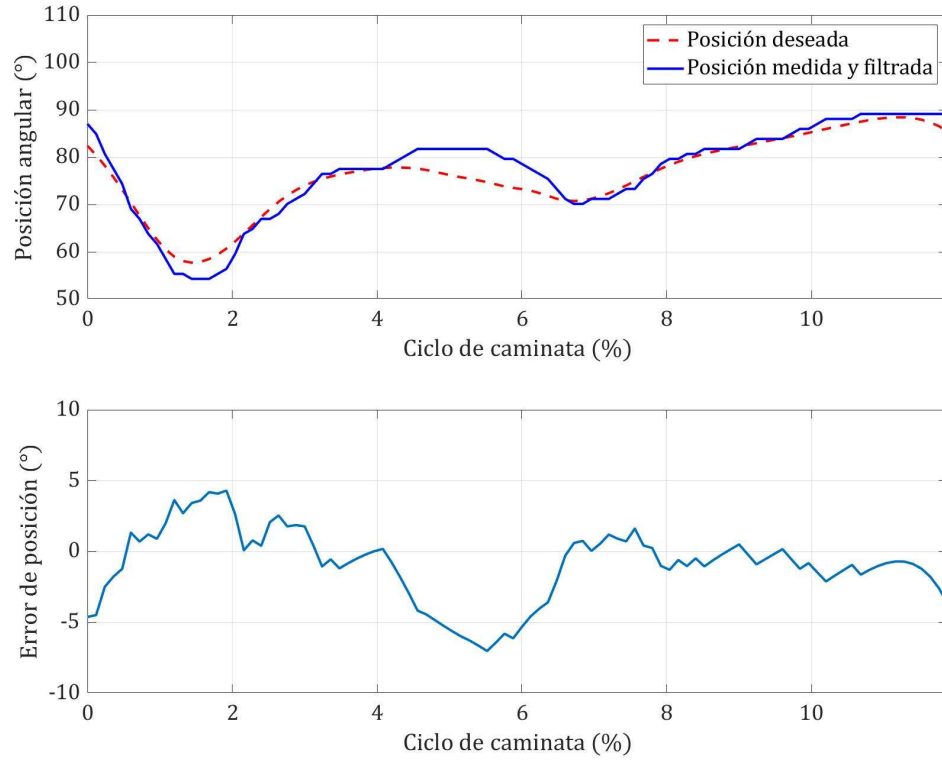


Figura B.3: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 3 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.

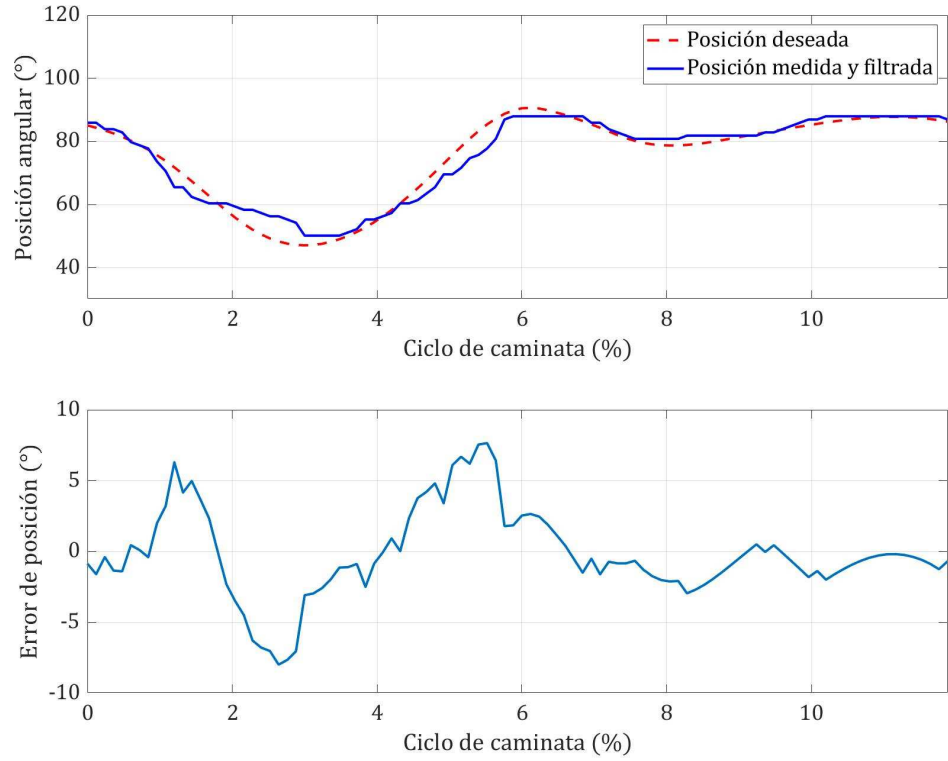


Figura B.4: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 4 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.

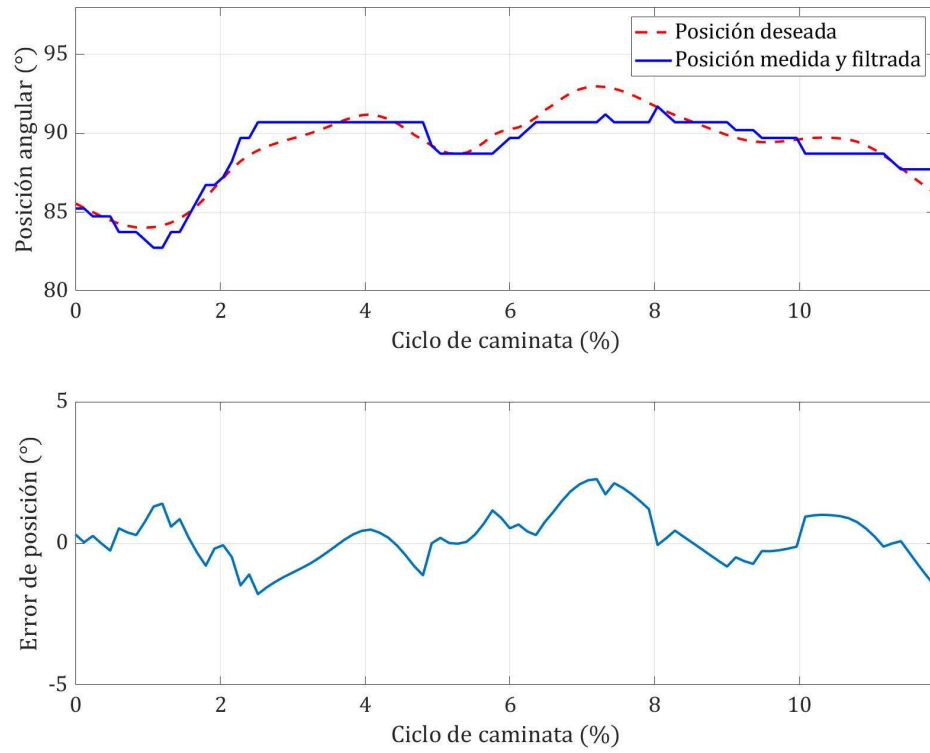


Figura B.5: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 5 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.

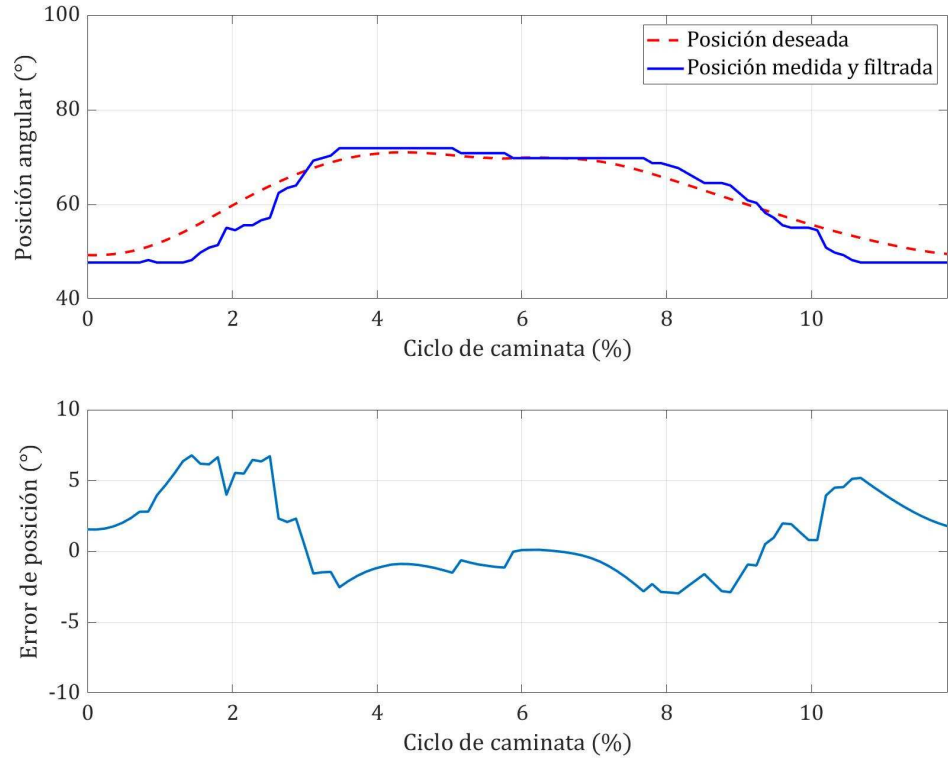


Figura B.6: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 6 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.

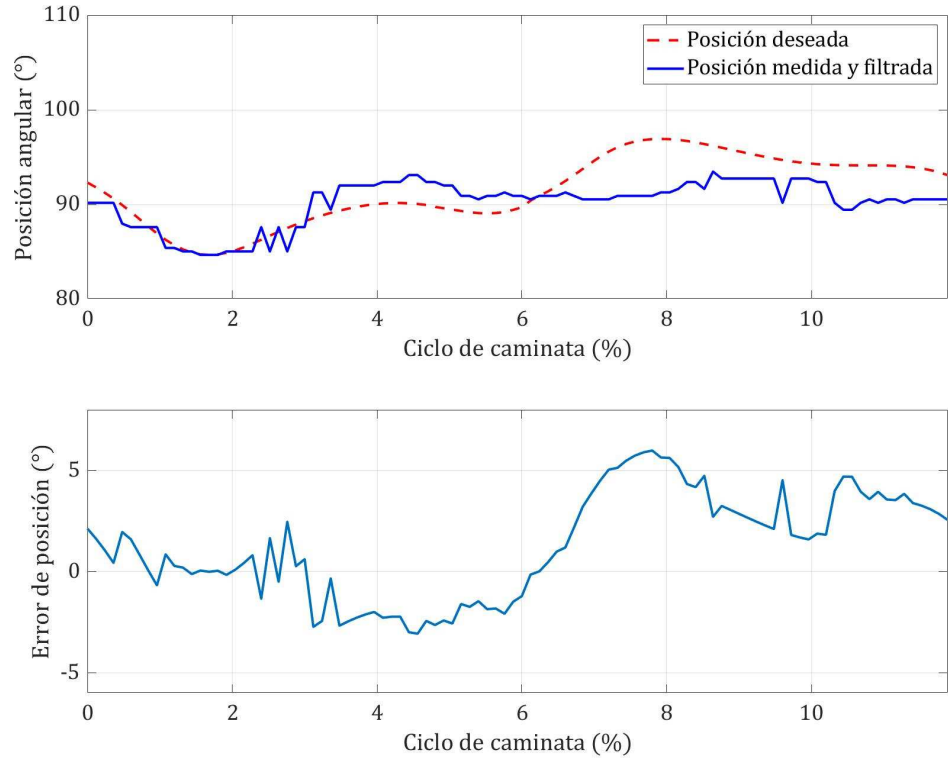


Figura B.7: Seguimiento de trayectoria correspondiente a la articulación 7 de la extremidad inferior izquierda y su respectivo error.

B.2 Señales de control

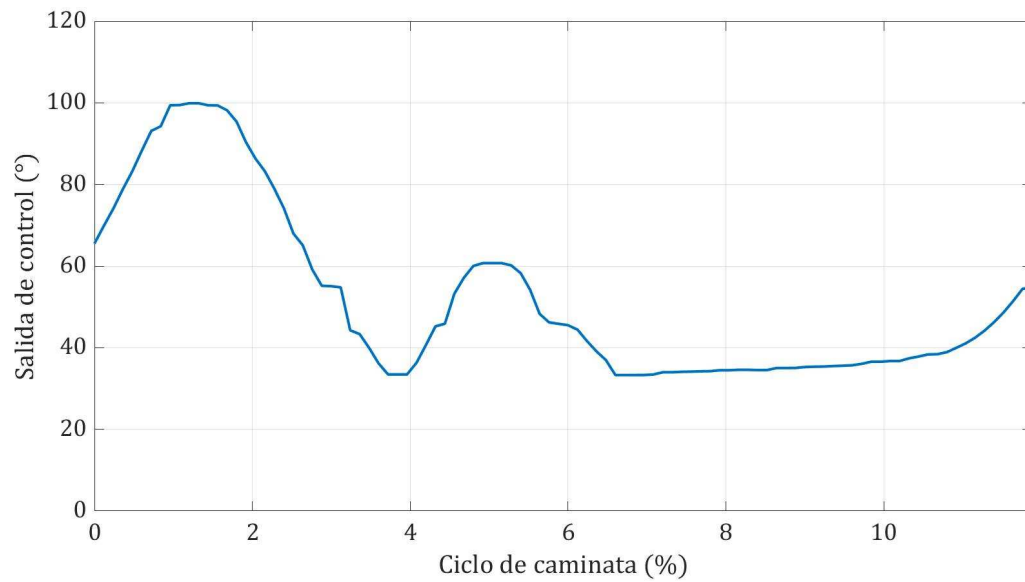


Figura B.8: Salida de control para articulación 1 de la extremidad inferior izquierda.

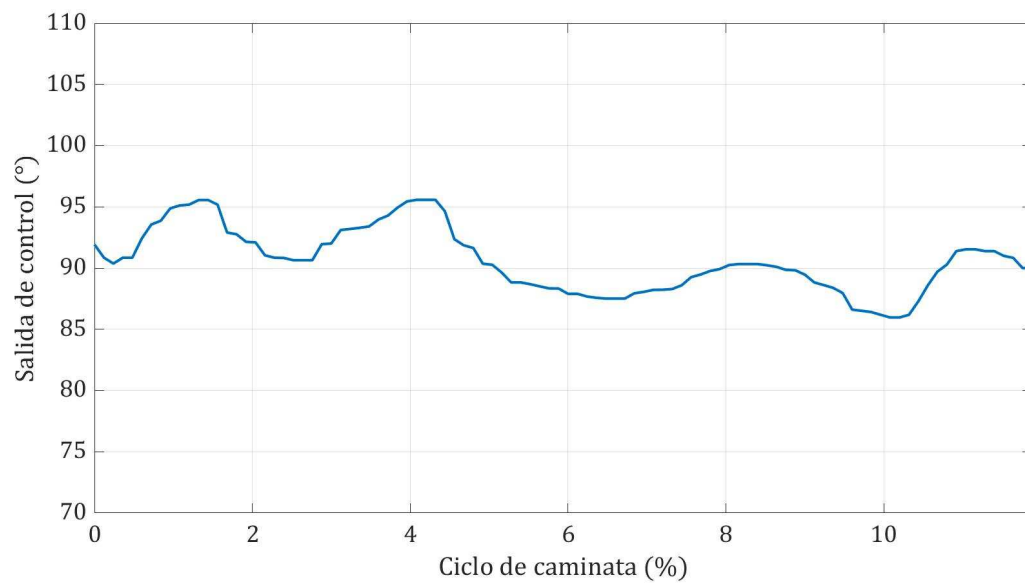


Figura B.9: Salida de control para articulación 2 de la extremidad inferior izquierda.

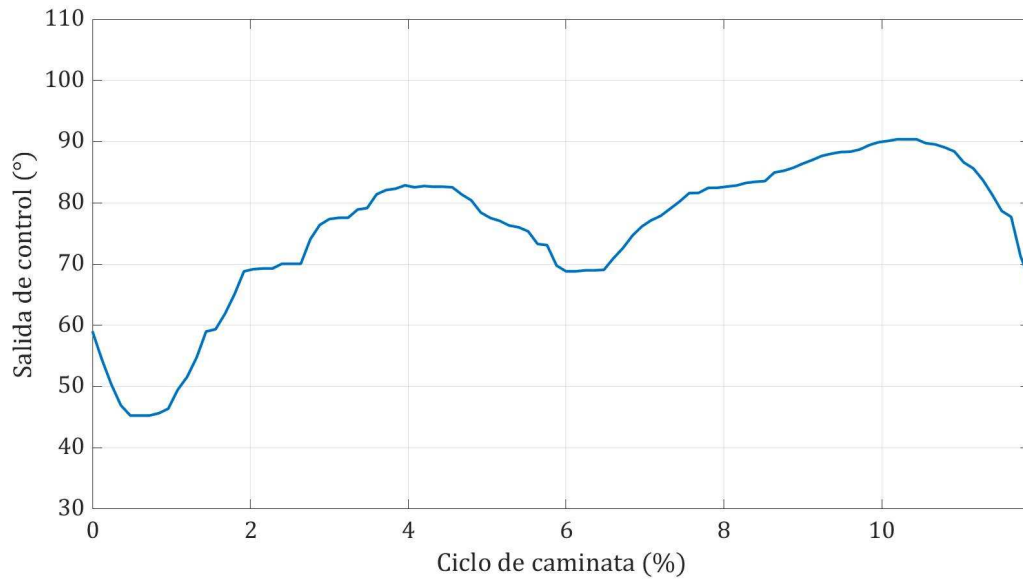


Figura B.10: Salida de control para articulación 3 de la extremidad inferior izquierda.

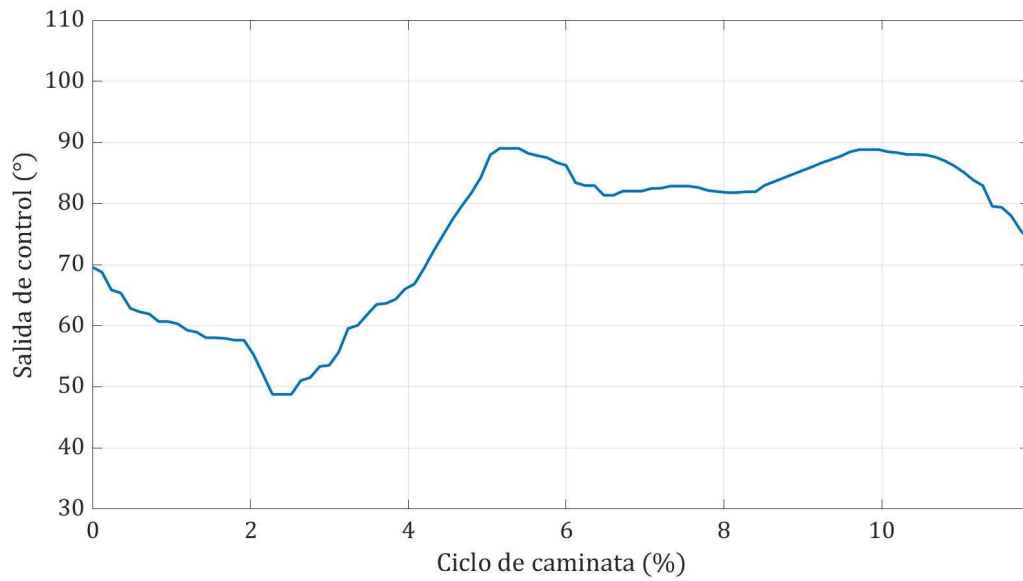


Figura B.11: Salida de control para articulación 4 de la extremidad inferior izquierda.

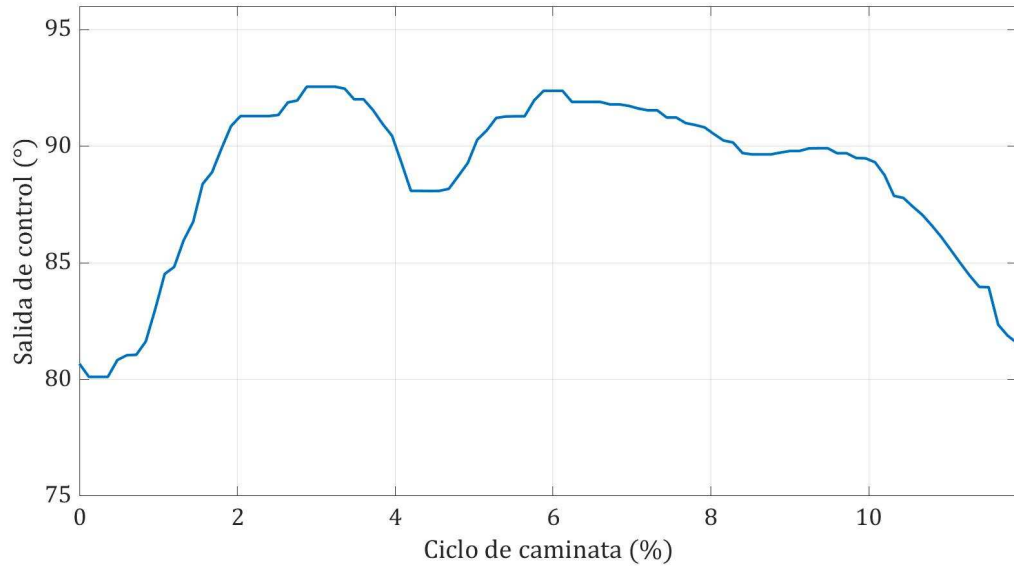


Figura B.12: Salida de control para articulación 5 de la extremidad inferior izquierda.

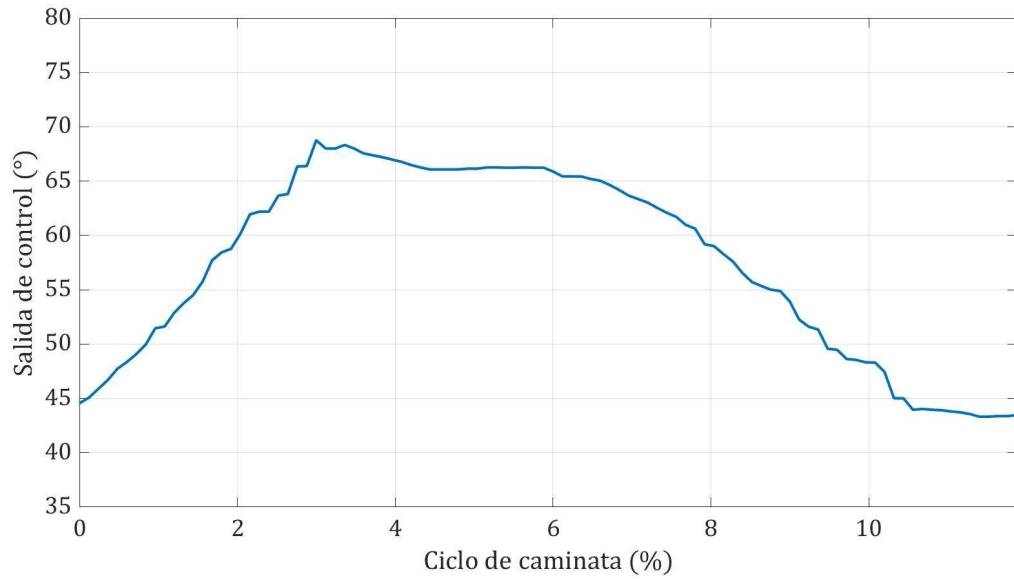


Figura B.13: Salida de control para articulación 6 de la extremidad inferior izquierda.

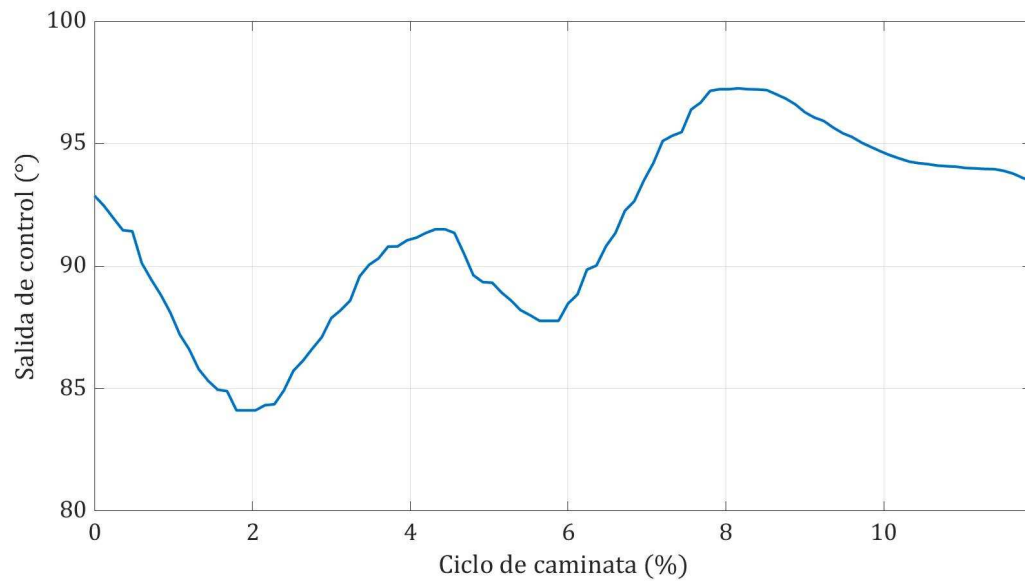


Figura B.14: Salida de control para articulación 7 de la extremidad inferior izquierda.