



**UNIVERSIDAD MICHOACANA DE
SAN NICOLÁS DE HIDALGO**

**FACULTAD DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO**

**“MODELADO Y CONTROL DE UN EXOESQUELETO DE
MIEMBROS INFERIORES”**

TESIS

**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA ELÉCTRICA**

PRESENTA

ING. SALVADOR ALVAREZ ZALAPA

DIRECTOR DE TESIS

DR. ROBERTO TAPIA SÁNCHEZ

MORELIA, MICHOACÁN

AGOSTO DE 2017





MODELADO Y CONTROL DE UN EXOSQUELETO DE MIEMBROS INFERIORES

Los Miembros del Jurado de Examen de Grado aprueban la **Tesis de Maestría en Ciencias en Ingeniería Eléctrica** de *Salvador Álvarez Zalapa*

Dr. Fernando Ornelas Téllez
Presidente del Jurado

Dr. Roberto Tapia Sánchez
Director de Tesis

Dr. Leonardo Romero Muñoz
Vocal

Dr. Juan Anzurez Marin
Vocal

M.C. Miguel Villagómez Galindo
Revisor Externo (Facultad de Ingeniería Mecánica UMSNH)

Dr. Félix Calderón Solorio
Jefe de la División de Estudios de Posgrado de la Facultad de Ingeniería Eléctrica. UMSNH (Por reconocimiento de firmas)

UNIVERSIDAD MICHOACANA DE SAN NICOLÁS DE HIDALGO
Agosto 2017

Modelado y Control de un Exoesqueleto de
Miembros Inferiores

TESIS

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERÍA ELÉCTRICA

PRESENTA

ING. SALVADOR ALVAREZ ZALAPA

DIRECTOR DE TESIS

DR. ROBERTO TAPIA SÁNCHEZ

Agradecimientos

Agradezco a todos los profesores que compartieron parte de su conocimiento para finalizar este trabajo. A mis amigos Gilberto, Juan Luis, Ricardo y Carlos por haber compartido esta estancia. Al departamento de estudios de posgrado de la Facultad de Ingeniería Eléctrica y CONACYT por brindar su apoyo económico.

Dedicatoria

Dedico este trabajo a mis padres que siempre me han apoyado, por lo difícil que parezca. Y a todas las personas que cuentan con alguna discapacidad motriz en miembros inferiores, espero este trabajo algún día pueda ayudarlos.

Resumen

En esta tesis, se detalla el proceso de obtención del modelo matemático de un exoesqueleto, así como las partes que lo componen “modelo dinámico y cinemático” y las variables físicas involucradas (masa de eslabones, factores de reducción, número de articulaciones, fuerzas inerciales) en cada parte que integran la formulación de este modelo.

Se analiza la dinámica de marcha en base a estudios previos reportados en la literatura y se justifican realizando un estudio breve. Se analiza la marcha de varios sujetos empleando un dispositivo construido a base de sensores inerciales (acelerómetros y giroscopios), de tal manera, que es posible realizar una comparación para justificar la dinámica. Para lo anterior se realiza una aproximación polinomial, con la que se obtienen las señales de referencia.

Una vez que se obtiene el modelo matemático y las señales de referencia para el sistema, se desarrolla mediante Matlab™ Simulink, una simulación empleando técnicas avanzadas de control como lo son: lógica difusa y el control por modos deslizantes, incluyendo sus variantes en orden superior. Los resultados obtenidos son analizados para determinar cuales técnicas serán implementadas en los prototipos construidos.

Finalmente se construye un prototipo a escala (sistema a escala) y un modelo diseñado para una persona de una altura de 1.56m (sistema real). En dicho prototipo se realizan las pruebas de control empleando el control con modos deslizantes y sus variantes de orden superior. Se presentan los resultados de la implementación y se realizan observaciones sobre algunas implicaciones del hecho de construir un sistema de tamaño real.

Palabras Clave: Exoesqueleto, Modelo matemático, Control, Modos deslizantes, Prototipo.

Abstract

In this thesis, is detailed the process of obtaining the mathematical model of an exoskeleton, as well the parts that make up "dynamic and kinematic model" and the physical variables involved (mass of links, reduction factors, number of joints, forces Inertial) in the formulation of this model.

The gait dynamic is analyzed based on previous studies published in the literature and these are justified realizing a brief study. The human gait is analyzed based on several subjects, using a device built on inertial sensors (accelerometers and gyroscopes), so that comparison can be made to justify the dynamics. For the above, a polynomial approximation has been performed, obtaining the reference signals.

Once the mathematical model and reference signals for the system has been obtained, a simulation using Matlab[™] Simulink is performed, using unconventional control techniques such as: fuzzy logic and slide mode control of their variants in higher order. The results obtained are analyzed to determine the best techniques to be implemented in the prototypes built.

Finally a scale prototype is built and a model designed for a person 1.56m of height (real system) is built. In this prototype the control tests are carried out using slide mode control and their variants of higher order. The results of the implementation are presented and some observations are made about the implications of building a real-sized system.

Keywords: Exoskeleton, Mathematical model, Control, Sliding modes, Prototype.

Publicaciones

-Salvador Alvarez Zalapa, Roberto Tapia Sánchez, Exoskeleton Robot Modeling and Fuzzy Logic Control, 2016 IEEE International Autumn Meeting on Power, Electronics and Computing (ROPEC 2016). Ixtapa, Mexico.

Lista de Abreviaturas y Símbolos

| | |
|---------|-----------------------------------------------|
| PID | Proporcional Integral Derivativo |
| INEGI | Instituto Nacional de Estadística y Geografía |
| D-H | Denavit-Hartenberg |
| ADC | Analog Digital Converter |
| ° | Grados |
| seg | Segundos |
| g | Fuerza de atracción gravitacional |
| Kg | Kilo gramo |
| m | Metro |
| cm | Centímetro |
| N | Newton |
| μs | Micro segundo |
| ms | Mili segundo |
| gr | gravedad $9.8 \frac{m}{s^2}$ |
| ft | pies |
| lb | libras |

Índice general

| | |
|-----------------------------------------|-------------|
| Agradecimientos | III |
| Dedicatoria | V |
| Resumen | VII |
| Abstract | IX |
| Publicaciones | XI |
| Lista de Abreviaturas y Símbolos | XIII |
| Índice General | XV |
| Índice de Figuras | XIX |
| 1. Introducción | 1 |
| 1.1. Antecedentes | 3 |
| 1.2. Objetivos | 8 |
| 1.2.1. Objetivo General | 8 |
| 1.2.2. Objetivos Específicos | 9 |
| 1.3. Justificación | 9 |
| 1.4. Metodología | 10 |
| 1.5. Descripción de Capítulos | 11 |
| 2. Modelo Matemático | 13 |
| 2.1. Introducción | 13 |
| 2.2. Modelado Cinemático | 13 |
| 2.3. Modelado Dinámico | 19 |
| 2.4. Conclusiones | 23 |

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 3. Cinemática de la Marcha Humana | 25 |
| 3.1. Introducción | 25 |
| 3.2. Antecedentes | 25 |
| 3.3. Fases del Ciclo de Marcha | 26 |
| 3.4. Cinemática del Ciclo de Marcha | 28 |
| 3.5. Modelado de la Dinámica de Marcha | 29 |
| 3.6. Justificación del Modelo Dinámico de Marcha | 30 |
| 3.6.1. Detección de Ángulo Empleando un Acelerómetro Triaxial. | 31 |
| 3.6.2. Cálculo de Inclinación Usando un Giroscopio. | 32 |
| 3.6.3. Filtro Complementario | 33 |
| 3.7. Conclusiones | 38 |
| 4. Simulación y Control del Modelo de un Exoesqueleto de Miembros Inferiores | 39 |
| 4.1. Introducción | 39 |
| 4.2. Control por Lógica Difusa | 39 |
| 4.3. Control por Modos Deslizantes de primer orden | 43 |
| 4.4. Control por Modos Deslizantes de Orden Superior | 45 |
| 4.4.1. Twisting | 46 |
| 4.4.2. Supertwisting | 47 |
| 4.5. Simulación | 47 |
| 4.5.1. Resultados de Simulación, Control con Lógica Difusa | 49 |
| 4.5.2. Resultados de Simulación, Control con Modos Deslizantes de Primer Orden | 51 |
| 4.5.3. Resultados de Simulación, Control con Modos Deslizantes de Orden Superior “Twisting” | 52 |
| 4.5.4. Resultados de Simulación Empleando Modos Deslizantes de Orden Superior “SuperTwisting” | 53 |
| 4.5.5. Discusión | 54 |
| 4.6. Conclusiones | 55 |
| 5. Implementación, Pruebas y Resultados (Sistema Real y a Escala) | 57 |
| 5.1. Introducción | 57 |
| 5.2. Descripción de los Sistemas | 57 |
| 5.3. Pruebas y Resultados en el Sistema a Escala | 58 |
| 5.3.1. Resultados de Pruebas en Cadera Derecha | 60 |
| 5.3.2. Resultados de Pruebas en Cadera Izquierda | 62 |

| | |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| 5.3.3. Resultados de Pruebas en Rodilla Derecha | 63 |
| 5.3.4. Resultados de Pruebas en Rodilla Izquierda | 64 |
| 5.4. Pruebas y Resultados en el Sistema Real | 65 |
| 5.4.1. Resultados en Cadera Izquierda | 67 |
| 5.4.2. Resultados en Cadera Derecha | 70 |
| 5.4.3. Resultados en Rodilla Izquierda | 71 |
| 5.4.4. Resultados en Rodilla Derecha | 71 |
| 5.4.5. Pruebas y Resultados con Perturbaciones Empleando Control por Modos Deslizantes de Orden Superior (Twisting y SuperTwisting) | 72 |
| 5.5. Conclusiones | 75 |
| 6. Conclusiones y Trabajos Futuros. | 77 |
| 6.1. Conclusiones | 77 |
| 6.2. Trabajos Futuros. | 78 |
| A. Conjuntos Difusos | 79 |
| A.1. Funciones de Membresía | 79 |
| A.2. Operaciones Difusas | 80 |
| A.3. Fusificación | 80 |
| A.4. Reglas Difusas | 81 |
| A.5. Inferencia Difusa | 82 |
| A.6. La Defusificación. | 83 |
| B. Parámetros del Exoesqueleto Real | 85 |
| C. Consentimiento de Uso de Datos | 87 |
| Bibliografía | 89 |

Índice de figuras

| | |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 1.1. Exoesqueleto de extremidades superiores e inferiores [OMICRONO, 2017]. | 2 |
| 1.2. Proyecto Hardiman [Grundman y Seireg, 1981]. | 4 |
| 1.3. Exoesqueletos comerciales, a) Exoesqueleto Indego™ [Hannifin, 2010], b) Exoesqueleto eLEGS™ [Robotics y Laboratory, 2010], c) Exoesqueleto Hal [Cyberdyne, 2016], d) Exoesqueleto Rewalk™ [ReWalk, 2016]. | 5 |
| 1.4. Exoesqueletos desarrollados en México, a) Roki desarrollado en Zapopan Jalisco [Velázquez, 2013], b) Exoesqueleto desarrollado por la UNAM [Cedeño, 2016]. | 7 |
| 2.1. Problema fundamental de la cinemática. | 14 |
| 2.2. Exoesqueleto de miembros inferiores propuesto. | 15 |
| 2.3. Articulaciones rotacionales en el exoesqueleto de miembros inferiores vistas desde el plano sagital: a) Derecho, b) Izquierdo. | 16 |
| 2.4. Diagrama de bloques de la dinámica de un robot en espacio de estados. | 22 |
| 3.1. Planos anatómicos [Sandoval, 2015]. | 26 |
| 3.2. Fases de marcha [Smitd, 1990, Sanchez y Lacuesta, 1993]. | 27 |
| 3.3. Dinámica de marcha en plano sagital [Formacio y Sánchez, 2014]. | 28 |
| 3.4. Señales de referencia para las articulaciones a) de la rodilla y b) de la cadera, obtenidas por aproximación polinomial. | 30 |
| 3.5. Descripción de ángulos pitch, oll y yaw [Hall, 2015]. | 31 |
| 3.6. 1) Sensor cadera derecha, 2) sensor rodilla derecha, 3) sensor cadera izquierda, 4) sensor rodilla izquierda. | 34 |
| 3.7. a) Sujeto de pruebas uno, b) Sujeto de pruebas dos, c) Sujeto de pruebas 3. | 36 |
| 3.8. Sujeto de prueba uno en ciclo de marcha, a) señal de rodilla izquierda, b) señal de rodilla derecha, c) señal de cadera izquierda y d) señal de cadera derecha. | 37 |

| | |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.9. Sujeto de prueba dos en ciclo de marcha, a) señal de rodilla izquierda, b) señal de rodilla derecha, c) señal de cadera izquierda y d) señal de cadera derecha. | 37 |
| 3.10. Sujeto de prueba tres en ciclo de marcha, a) señal de rodilla izquierda, b) señal de rodilla derecha, c) señal de cadera izquierda y d) señal de cadera derecha. | 38 |
| 4.1. Conjunto de funciones de membresía para el control por lógica difusa. a) Funciones de membresía del error, b) Funciones de membresía de la derivada del error, c) Funciones de membresía de las acciones de control. | 41 |
| 4.2. Base de reglas para el control de un exoesqueleto. | 42 |
| 4.3. Control twisting (función descriptiva) [Vadim Utkin, 1999]. | 46 |
| 4.4. Controlador supertwisting (función descriptiva) [Vadim Utkin, 1999]. . | 47 |
| 4.5. Simulación desarrolla en Matlab™ Simulink, empleando técnicas avanzadas de control. | 48 |
| 4.6. Representación en bloques del modelo del exoesqueleto. | 49 |
| 4.7. Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera. | 50 |
| 4.8. Comportamiento de la articulación correspondiente a la rodilla. | 50 |
| 4.9. Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera. | 51 |
| 4.10. Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera a la rodilla. | 51 |
| 4.11. Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera. | 52 |
| 4.12. Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera a la rodilla | 52 |
| 4.13. Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera. | 53 |
| 4.14. Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera a la rodilla. | 53 |
| 4.15. Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera. | 54 |
| 4.16. Comportamiento de la articulación correspondiente a la rodilla. | 54 |
| 5.1. Sistemas del los exoesqueletos a) tamaño escala, b) tamaño real. | 58 |
| 5.2. Marcha en exoesqueleto a escala. | 59 |
| 5.3. Posición angular en cadera derecha empleando seguimiento con diferentes técnicas de control (modos deslizantes de primer orden y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”). | 60 |
| 5.4. Señales de control en la articulación “cadera derecha” con modos deslizantes: a) de primer orden, b) de orden superior “twisting”, c) de orden superior “supertwisting”. | 61 |

| | |
|-----------------------------------------------------------------------------|----|
| C.1. Consentimiento de uso de datos del sujeto de prueba número uno. . . . | 87 |
| C.2. Consentimiento de uso de datos del sujeto de prueba número dos. . . . | 88 |
| C.3. Consentimiento de uso de datos del sujeto de prueba número tres. . . . | 89 |

Capítulo 1

Introducción

La robótica es el conjunto de conocimientos teóricos y prácticos que permiten llevar a cabo la automatización de sistemas basados en estructuras mecánicas poliarticuladas, dotados de un determinado grado de "inteligencia" y destinados a la producción industrial o a la sustitución del hombre en muy diversas tareas. Por su parte, los robots son máquinas automáticas programables, compuestas de sensores que reciben datos de entrada, capaz de realizar determinadas operaciones de manera autónoma y sustituir a los seres humanos en algunas tareas [Robótica, 2007].

El nombre de robot es tomado del vocablo checo "robota" que significa siervo y que es idéntico al término ruso que significa trabajo arduo, repetitivo y monótono, fue usado por primera vez por el escritor Karel Capek en 1917, para referirse en sus obras a máquinas con forma humanoide. Deriva de "robotnik" que define al esclavo de trabajo [Belu, 2007].

Hoy en día se puede considerar a la robótica como una ciencia en la que se han conseguido grandes avances en un tiempo relativamente corto. Ofrece un amplio campo para el desarrollo de innovación tecnológica. Ya que día a día se integran más robots en la sociedad, ya sea en procesos industriales, procesos médicos e incluso en juguetes. La robótica ha tomado un papel importante en el estudio de sistemas mecatrónicos capaces de imitar sistemas biológicos. Sin embargo, existe una enorme distancia entre el desempeño de estos dos sistemas. En la última década se han desarrollado numerosos estudios y análisis sobre la caminata bípeda, ya que con estos, se puede dotar a los robots con la capacidad de desenvolverse en superficies irregulares. Calidad principal en la investigación de robots bípedos y el diseño de exoesqueletos para personas que sufren alguna discapacidad motriz sea total o parcial de alguna extremidad.

La robótica bípeda conforma un área de investigación con gran crecimiento en los últimos años. Si bien el desplazamiento mediante ruedas es más eficiente y permite mayor velocidad, los robots de dos, cuatro o seis patas son más versátiles y pueden desplazarse en terrenos irregulares [Lezama y Sklar, 2004]. En particular, los robots bípedos son especialmente aptos para manejarse en un entorno natural, por contar con características similares a las de los seres humanos. Es así que sin necesidad de modificar nuestro entorno estos pueden trabajar directamente en él.

Un exoesqueleto, básicamente es un robot, con una estructura ergonómica, la cual es usada sobre el cuerpo humano a manera de prenda de vestir, como se muestra en la Figura 1.1. Como lo describe el término inglés “wearable robots”, que sirve como apoyo y se usa para asistir los movimientos y/o aumentar las capacidades físicas del cuerpo humano, es decir, está enfocado al incremento de fuerza y rendimiento, con lo cual el usuario tiende a utilizar el mínimo de energía [Maxon, 2016]. Los exoesqueletos pueden ser estructuras pasivas o activas, que contengan o no actuadores para el movimiento respectivamente, por lo tanto, para las estructuras activas se requiere de un sistema de control asociado al accionamiento de dichos actuadores. La gran mayoría de los exoesqueletos, se adapta al cuerpo con sistemas inteligentes de procesamiento de información para la toma de decisiones, son controlados por medio de microcontroladores que activan motores o actuadores. El diseño de estos mecanismos, se concibe con la ayuda de distintas disciplinas como: la medicina, la electrónica y la mecánica [Cardona *et al.*, 2010].

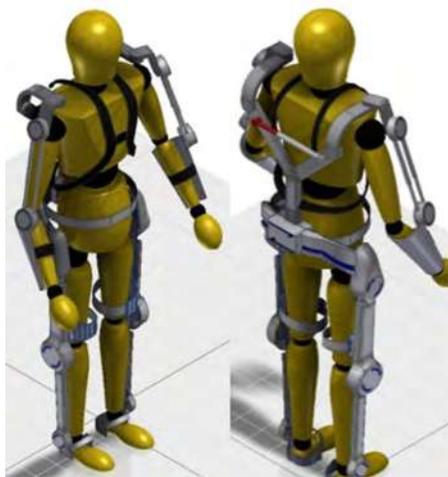


Figura 1.1: Exoesqueleto de extremidades superiores e inferiores [OMICRONO, 2017].

Las principales aplicaciones de los exoesqueletos son: en la industria, en la milicia y en aplicaciones médicas. Debido a que un exoesqueleto puede ser usado en la rehabilitación de las extremidades o como auxiliar de marcha. En esta tesis se realiza el análisis y control de un exoesqueleto de 4 grados de libertad para personas que cuentan con alguna discapacidad en miembros inferiores.

Si bien es cierto que las piernas biónicas no pueden sustituir completamente a la silla de ruedas, también es verdad que sus usuarios vuelven a ser capaces, por ejemplo, de llevar a cabo su trabajo de pie. La posibilidad de volver a mirar a una persona a la altura de los ojos durante una conversación es una experiencia increíble para estas personas [Maxon, 2016].

“Se calcula que en todo el mundo hay aproximadamente 185 millones de personas con algún grado de pérdida de movilidad en miembros inferiores” [Maxon, 2016].

1.1. Antecedentes

A travez del tiempo, el ser humano ha construido máquinas que imitan partes del cuerpo humano. Los antiguos egipcios unieron brazos mecánicos a las estatuas de sus dioses; los griegos construyeron estatuas que operaban con sistemas hidráulicos, los cuales eran utilizados para fascinar a los adoradores de los templos [Belu, 2007].

La tecnología se ha visto inmersa en todos los campos de trabajo, como el militar, la salud y el ocio, siendo la medicina uno de los más beneficiados, debido a que estas tendencias, impulsan el desarrollo de herramientas especializadas que facilitan las tareas del médico y la recuperación de los pacientes. Una de las herramientas que busca mejorar la calidad de vida de las personas, son los exoesqueletos.

Si se realiza una búsqueda dentro de la literatura, artículos o páginas web acerca de los exoesqueletos, queda claro que la gran mayoría de estas estructuras son diseñadas para las extremidades inferiores, pues son estas las más vulnerables a lesiones debido a que es ahí donde se concentra la mayor parte del peso humano [OMS, 2011]. Las extremidades inferiores, nos permiten el desplazamiento y son la base de la independencia de una persona; por eso la gran importancia de los desarrollos que basan sus esfuerzos en la asistencia y la rehabilitación de las personas que han sufrido algún accidente o que presentan alguna patología que afecte su movimiento.

El primer exoesqueleto fue patentado en 1890 por el inventor Ruso Nicholas Ferdinandova Yagn. Llevaba por nombre *inzhener-mehanik* y se diseñó para facilitar la marcha, correr y saltar. Utilizaba bolsas de aire comprimido para almacenar la energía y la liberaba en el momento indicado para reducir el esfuerzo realizado por el usuario al moverse. Incluso entonces, el genio ruso previó el potencial de estos dispositivos [Yagn, 1890].

Las primeras investigaciones en exoesqueletos en el continente Americano iniciaron en los años 60's en los laboratorios de aeronáutica de la Universidad de Cornell [Mizen, 1963]. Diez años más tarde, General Electric, con el patrocinio de la armada de los Estados Unidos de América desarrolló el proyecto Hardiman (mostrado en la Figura 1.2), el cual se basa en el concepto de incremento de fuerza. Tenía la capacidad de levantar alrededor de 250 lb (110 Kg) con la sensación de estar levantando únicamente 10 lb (4.5 Kg). Contaba con actuadores hidráulicos activados con válvulas electromecánicas, sin embargo aunque era tecnología avanzada para su época tenía una velocidad máxima de 2.5 ft/s y un peso de 1500 lb, es decir, no tenía la capacidad de levantarse a sí mismo en caso de caer [Electric, 2017].



Figura 1.2: Proyecto Hardiman [Grundman y Seireg, 1981].

A mediados de los años 70's se desarrolla el primer exoesqueleto para personas con algún grado de paraplejía, dicho sistema fue desarrollado utilizando servomecanismos sincronizados [Vukobratovic *et al.*, 1974]. En los años 80's se desarrolló un exoesqueleto

que empleaba actuadores hidráulicos únicamente en articulaciones de cadera y rodilla [Grundman y Seireg, 1981]. A partir de la década de los 90's a la fecha se ha trabajado en la investigación de la interacción hombre máquina, analizando diferentes estrategias de control y el desarrollo de nuevos actuadores más eficientes y con mejores rendimientos [Hyon *et al.*, 2011, Safavi *et al.*, 2011].

Por otro lado, en la última década, los exoesqueletos desarrollados en área médica, han mejorado la ergonomía, permitiendo colocar los eslabones articulados en las articulaciones del usuario, reduciendo su peso y por ende aumentando su eficiencia energética.

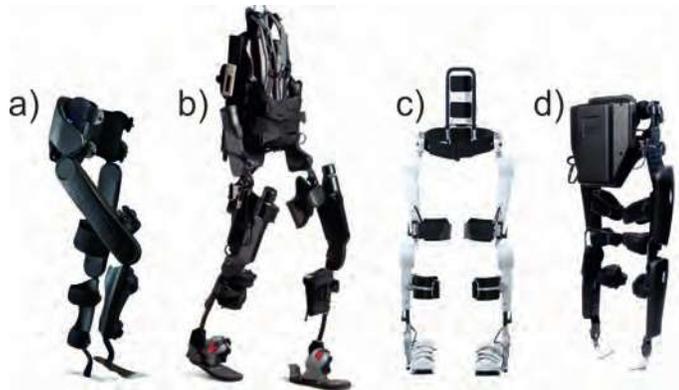


Figura 1.3: Exoesqueletos comerciales, a) Exoesqueleto Indego™ [Hannifin, 2010], b) Exoesqueleto eLEGS™ [Robotics y Laboratory, 2010], c) Exoesqueleto Hal [Cyberdyne, 2016], d) Exoesqueleto ReWalk™ [ReWalk, 2016].

El Centro para la Inteligencia Mecatrónica de la Universidad de Vanderbilt, desarrollo en el 2010 el exoesqueleto Indego™, (Figura 1.3a). Se caracteriza por su simpleza y funcionalidad con sólo 12 Kg de peso y capacidad de levantar a un paciente de hasta 91 Kg. Su principal característica, con respecto al resto de los de su tipo, es que el exoesqueleto cuenta con todos sus motores en los eslabones de los muslos, aunque esto ahorra espacio, dificulta el ajuste del robot para pacientes de distintas alturas, además, la caja de baterías se posiciona justo por detrás de la cadera, y no en una mochila. A través de un convenio con uno de los líderes en el ámbito de tecnologías de control y movimiento y ayuda de la empresa norteamericana Parker Hannifin, fue lanzado al mercado en el año 2010, con un costo de 140,000 USD [Hannifin, 2010].

En 2010 Berkeley Bionics dio a conocer eLEGS (Figura 1.3b), nombre resultado del acrónimo exoskeleton Lower Extremity Gait System, (o Sistema Exoesqueleto de Marcha para Extremidad Inferior). eLEGS es otro sistema de exoesqueleto, con la caracte-

rística de ser accionado hidráulicamente. Al igual que sus homólogos, permite a los parapléjicos ponerse de pie desde una posición sentada, mantenerse de pie durante un período prolongado de tiempo, sentarse y caminar con ayuda de muletas o un andador. Utiliza sensores de fuerza para detectar la intención de movimiento del usuario, y procesa esta información para traducirla en una rutina de acción [Robotics y Laboratory, 2010]. En 2011 eLEGS pasó a llamarse Ekso™. Este exoesqueleto pesa alrededor de 20 kg, tiene una velocidad máxima de 3.2 Km/h y la duración de sus baterías alcanza las 6 horas. La capacidad de carga del paciente llega a los 100 Kg de peso, y permite medidas del usuario que van desde 1.57 a 1.93 metros de altura. Su costo ronda los 100,000 USD y se encuentra a la venta en varios países del mundo desde el año 2013 [Robotics y Laboratory, 2010].

HAL (Figura 1.3c), por sus siglas en inglés (Híbrid Assistive Limb) Diseñado por la empresa japonesa Cyberdyne™, es un exoesqueleto controlado mediante señales nerviosas que se envían del cerebro a los músculos y son captados en la superficie de la piel por unos sensores [Cyberdyne, 2016].

Dentro de los exoesqueletos más relevantes desarrollados en los últimos años se puede mencionar a ReWalk™ mostrado en la Figura 1.3d, desarrollado en Yokneam, Israel. El ReWalk™ es el exoesqueleto más popular en su tipo, su precio va desde los 69,500 a los 85,000 USD y puede adquirirse en la página web del fabricante, o directamente en algún centro de distribución de los 14 países donde tiene presencia. Es un exoesqueleto en su versión 6.0 diseñado tanto como uso clínico como uso en el hogar, este exoesqueleto provee movimientos en cadera y rodilla, con lo que permite al usuarios con paraplejía pararse, caminar, subir y bajar escaleras [ReWalk, 2016].

Dentro del ámbito nacional, se puede encontrar principalmente dos exoesqueletos de miembros inferiores. Roki™ (Figura 1.4a), el cual es un traje robótico, que cuenta con cuatro motores que se colocan en las rodillas y caderas. Las dos piernas se deben sujetar a las extensiones robóticas, mientras en la parte superior tiene una mochila en la que estará la batería que ofrece hasta cuatro horas de uso continuo. Entre los requisitos que se piden es pesar menos de 101 Kg, tener una estatura entre los 1.50 - 1.98m., ser menor de 60 años, tener una lesión medular inferior a T4 (cuarta vértebra torácica), control de brazos y manos para el equilibrio y no contar con contracturas musculares [Velázquez, 2013]. El segundo, es un exoesqueleto desarrollado por la UNAM (Figura 1.4b), ayuda en la movilidad de pacientes con lesión medular completa y quienes no

pueden mover sus extremidades inferiores, su funcionamiento se apoya con dos bastones que cuentan con un display, en el cual el paciente elige la actividad a realizar, tiene una autonomía de dos horas, y está diseñado para personas entre 1.60 -1.80m. con un máximo de 80kg [Cedeño, 2016].

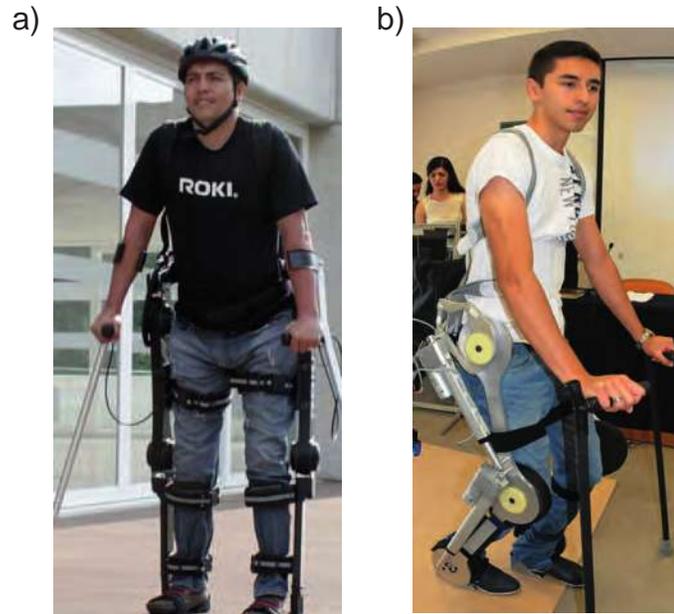


Figura 1.4: Exoesqueletos desarrollados en México, a) Roki desarrollado en Zapopan Jalisco [Velázquez, 2013], b) Exoesqueleto desarrollado por la UNAM [Cedeño, 2016].

Por otra parte debido a la diversidad de robots, el problema de modelado y control ha sido analizado con diferentes técnicas a lo largo de los últimos años. En la literatura se puede encontrar desde el uso de Zero Moment Point (ZMP) concepto empleado en conjunto para el control de equilibrio por lógica difusa por el Instituto Asiático de Tecnología, el cual se emplea en una pierna tipo exoesqueleto para asistir a pacientes que sufren alguna clase de paraplejía o pérdida de movilidad en miembros inferiores [Aphiratsakun y Parnichkun, 2010].

El uso de controladores clásicos como lo son el PID, se ha empleado bastante en la investigación de exoesqueletos, el uso de esta técnica se puede encontrar en la rehabilitación de rodilla y tobillo, en el cual, se plantea recuperar la fuerza muscular (capacidad del músculo para contraerse) y recuperar la resistencia (capacidad del músculo de realizar el mismo movimiento repetidas veces) [López *et al.*, 2014]. Un trabajo similar se presenta en [Beil *et al.*, 2014] donde emplean actuadores lineales para el desarrollo de un exoesqueleto de una pierna con la finalidad de ser aplicado en rehabilitación de rodilla y tobillo. También es empleado en un modelo completo (dos piernas) propuesto

para la movilidad en personas con paraplejia [Xinyi *et al.*, 2015]. Entre las variantes del PID se puede encontrar el uso del PID multivariable, empleado para el seguimiento de trayectoria, donde las ganancias de este controlador están directamente relacionadas con el modelo linealizado del robot con lo que se obtienen ecuaciones cerradas simples [Tarokh y Seraji, 1988].

Las técnicas de control avanzadas en sistemas de exoesqueletos, ha ido en aumento en la última década. El control con lógica difusa es aplicado en el seguimiento adaptativo de trayectorias en un exoesqueleto con propósito de rehabilitación [Ou *et al.*, 2012]. Por otro lado el control con modos deslizantes de primer orden, es aplicado en un exoesqueleto de rodilla, desarrollado como asistente de rehabilitación, en cual se emplean actuadores neumáticos en cada articulación [Beyl, 2010].

Debido a que en la actualidad existen pocos estudios realizados sobre sistemas de exoesqueletos de miembros inferiores implementado un controlador con modos deslizantes de orden superior, en esta tesis, se presenta la implementación, y comparación de las respuestas obtenidas con técnicas de control con: lógica difusa, modos deslizantes de primer orden, y modos deslizantes de orden superior. Estas técnicas de control son elegidas debido a su versatilidad en implementación dado que no se requiere el modelo matemático, además las ultimas dos técnicas han sido seleccionadas por su robustez ante perturbaciones y variaciones paramétricas. La aplicación principal del sistema presentado, es recuperar la movilidad de los miembros inferiores en personas con algún grado paraplejia (total o parcial). Por esta razón se realiza un análisis de la dinámica de marcha, para realizar el seguimiento de trayectorias. Además se analizan resultados en simulación y se implementa en dos sistemas físicos (sistema a escala y sistema real).

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo General

Modelar, analizar y diseñar diferentes controladores para un exoesqueleto bípedo. Realizar pruebas del sistema en simulación, así como en el sistema físico, con fines comparativos.

1.2.2. Objetivos Específicos

- Obtener el modelo dinámico y cinemático de un exoesqueleto bípedo.
- Analizar la dinámica de marcha humana.
- Diseñar un controlador robusto para el seguimiento de trayectoria.
- Diseñar un sistema a escala para comprobar el funcionamiento del controlador, así como corroborar las trayectorias de marcha humana.
- Diseñar un sistema de tamaño real y evaluar su ley de control.

1.3. Justificación

La pierna humana cuenta con 10 huesos independientes, más los 26 huesos de cada pie; también posee 15 músculos que en su conjunto forman parte fundamental para los procesos de marcha. La marcha humana nos parece algo tan cotidiano, que no se toma en cuenta todo lo requerido para su desarrollo, de manera que inconscientemente pone en práctica actividades de equilibrio, fuerza, apoyo y flexión en todo el cuerpo que le permiten desplazarse de un punto A a un punto B [Martinez, 2015].

Debido a la importancia de caminar para el ser humano y lo complejo del procedimiento de aprendizaje de esta actividad (primeros 5 a 7 años para completar el aprendizaje) una de las principales afectaciones para la vida normal de una persona es la pérdida parcial o total de la facultad de marcha. Esta condición desafortunada, por la pérdida de la locomoción o movilidad de las piernas, trae consigo situaciones que perjudican física, psicológica y emocionalmente al sentirse limitados, y excluidos laboral y socialmente. Por esta razón el uso de los exoesqueletos brinda una opción para la mejora en la calidad de vida de estas personas.

Un exoesqueleto de miembros inferiores está integrado por una estructura externa que se adapta a las piernas del usuario, el cual representa un beneficio, como el aumento de las capacidades naturales, la terapia en términos de rehabilitación de la marcha o en el caso más crítico representa la posibilidad de volver a caminar de forma asistida después de haber perdido la facultad de caminar por completo. Esta tesis presenta un exoesqueleto de miembros inferiores con aplicación médica, el cual tiene como objetivo ayudar a personas que cuentan con paraplejia (pérdida de movilidad de miembros inferiores) ya sea parcial o total.

De acuerdo con la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud, las personas con discapacidad “*son aquellas que tienen 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 a las demás*” [INEGI, 2010]. Según datos del INEGI en México existen 5,739,270 personas con algún tipo de discapacidad, lo que representa el 5.1 % de la población total en México, y de estos el 58.3 % cuenta con discapacidad en caminar o moverse [INEGI, 2010].

1.4. Metodología

Dado al número de personas con alguna discapacidad de miembros inferiores en México, se plantea el desarrollo de un exoesqueleto de miembros inferiores, como una opción para mejorar la calidad de vida en personas con este tipo de discapacidad.

Para lo anterior mencionado se comienza con el desarrollo de la obtención del modelo matemático de un exoesqueleto para miembros inferiores, empleando los parámetros Denavit-Hartenberg, para encontrar la relación entre las articulaciones y eslabones del robot involucradas en la cinemática, seguido de aplicar la formulación de Lagrange-Euler, para establecer las relaciones entre inercias, relación de reducción en actuadores y fuerza aplicada en eslabones, variables involucradas en la dinámica del sistema. De forma que se integren las variables cinemáticas y dinámicas en un modelo matemático que considera dichos aspectos.

Una vez establecido el modelo matemático, se analiza la dinámica de marcha, describiendo las fases que la componen y conocer qué tipo de señales son generadas por cada articulación (cadera y rodilla) durante su desarrollo. Una vez establecidas las fases y las señales generadas por la articulación de la cadera y la rodilla, emplear una aproximación polinomial, de forma que permita la manipulación de datos a ser introducidos en simulación e implementación. Sucesivo de una justificación de datos mediante un estudio breve de la dinámica de marcha.

Además, describir las técnicas de control avanzadas a ser implementadas en simulación mediante software Maltlab Simulink, así como presentar un análisis y comparación de resultados con el fin de establecer la técnica más adecuada para implementar en los sistemas reales (sistema a escala y sistema real).

Finalmente realizar las pruebas de comportamiento en los sistemas real y sistema a escala, teniendo ciertas consideraciones como la velocidades en actuadores, con la finalidad de comparar los resultados obtenidos de la implementación de las técnicas de control.

1.5. Descripción de Capítulos

En el Capítulo 2 se presenta el desarrollo para la obtención del modelo matemático, así como las partes que componen el “Modelo dinámico y Modelo cinemático”, además los elementos que intervienen en cada uno de ellos. En el Capítulo 3 se describe y analiza la dinámica de marcha, se propone un polinomio el cual genera la trayectoria descrita por las articulaciones en estudio. En el Capítulo 4 se muestran los resultados obtenidos en simulación empleando técnicas avanzadas de control como lo son la lógica difusa y el control por modos deslizantes y sus variantes en orden superior. En el Capítulo 5 se muestran y analizan los resultados obtenidos de la implementación en un sistema a escala y un sistema de tamaño real. Finalmente el Capítulo 6 describe las conclusiones a las cuales se ha llegado en ésta tesis.

Capítulo 2

Modelo Matemático

2.1. Introducción

En éste capítulo se presenta el desarrollo del modelo cinemático del exoesqueleto, el cual es obtenido empleando parámetros Denavit-Hartenberg (D-H) y resuelto empleando la cinemática directa. Se presenta el modelo dinámico, resuelto mediante ecuaciones de Lagrange-Euler, para finalmente obtener el modelo matemático en espacio de estados.

2.2. Modelado Cinemático

El modelo matemático de un robot se divide en modelo cinemático y modelo dinámico [Barrientos *et al.*, 2014]. El modelo cinemático emplea parámetros Denavit-Hartenberg (D-H), el cual es una descripción de las articulaciones y eslabones del robot, y sus variables de aceleración, velocidad y velocidad angular [Barrientos *et al.*, 2014].

La cinemática del robot analiza el movimiento de este con respecto a un sistema de referencia. Es decir, la cinemática se interesa por la descripción analítica del movimiento espacial del robot como una función del tiempo, y en particular por las relaciones entre la posición y la orientación del extremo final del robot con los valores que toman sus coordenadas articulares.

En la cinemática del robot existen dos problemas principales a resolver, el primero de ellos se conoce como el problema cinemático directo, y consiste en determinar cuál es la posición y orientación del extremo final del robot, con respecto a un sistema de coordenadas que se toma como referencia, conocidos los valores de las articulaciones y

los parámetros geométricos de los elementos del robot; el segundo, denominado problema cinemático inverso, resuelve la configuración que debe adoptar el robot para una posición y orientación del extremo conocidas, como muestra la Figura 2.1.

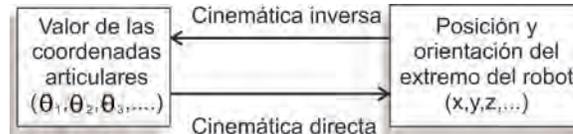


Figura 2.1: Problema fundamental de la cinemática.

Denavit y Hartenberg propusieron un método sistemático en el que se describe y se representa la geometría espacial de los elementos de una cadena cinemática, en específico de un robot, con respecto a un sistema de referencia fijo. Este método emplea una matriz de transformación homogénea (T) la cual describe la relación espacial entre dos elementos rígidos adyacentes, reduciendo así el problema cinemático directo a encontrar una matriz de transformación homogénea que relaciona la localización espacial del extremo del robot con respecto al sistema de coordenadas de su base. Esta matriz (T) será función de las coordenadas articulares.

Además, con el modelo cinemático es posible encontrar la relación entre la velocidad del movimiento de las articulaciones y el extremo del robot. Por lo tanto, para atender el problema cinemático, se usa la solución mediante cinemática directa, la cual consiste en encontrar las relaciones que permiten conocer la localización espacial del extremo del robot a partir de sus coordenadas articulares.

Dado que un robot se puede considerar como una cadena cinemática formada por objetos rígidos o eslabones unidos entre sí mediante articulaciones, se puede establecer un sistema de referencia fijo situado en la base del robot y describir la localización de cada uno de los eslabones con respecto a dicho sistema de referencia, para este caso la base del robot es la cadera, a partir de la cual se describen la localización de los consiguientes eslabones.

Normalmente, la matriz de transformación homogénea que representa la posición y orientación relativa entre los sistemas asociados a dos eslabones consecutivos del robot se suele denominar matriz ${}^{i-1}A_i$, de esta forma se presenta 0A_k a las matrices resultantes del producto de matrices ${}^{i-1}A_i$ con $i = 1$ hasta k la cual representa total o parcialmente la cadena cinemática que forma al robot [Barrientos *et al.*, 2014]. En la Figura 2.2 se muestra la cadena articular del exoesqueleto utilizado en esta tesis.

Partiendo de la sección 4.1.2 de [Barrientos *et al.*, 2014], se desarrolla la obtención del modelo cinemático para el exoesqueleto.

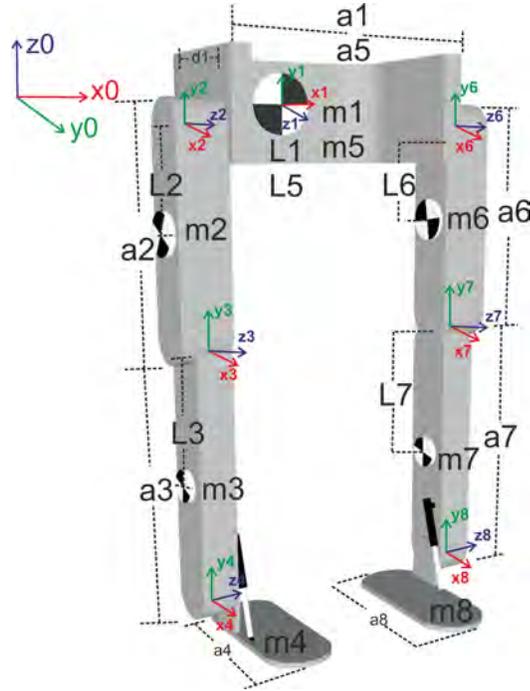


Figura 2.2: Exoesqueleto de miembros inferiores propuesto.

A partir de la Figura 2.2 se tiene:

a_i = Longitud del eslabón i (metros).

L_i = Distancia de la articulación i al centro de masa (metros).

m_i = Masa del eslabón i (kilogramos).

Asimismo se obtienen los parámetros D-H correspondiente únicamente a los eslabones 1, 2, 3 y 4, además debido a que la base tomada como sistema de referencia no es fija, la articulación 1 presenta una rotación de 90° con respecto al cuerpo (sistema de referencia 1 “ x_1, y_1, z_1 ”) y este a su vez con sistema de referencia 0 “ x_0, y_0, z_0 ”, tal como se muestra en la Tabla 2.1. Debido a que la cinemática de los eslabones 1, 2, 3 y 4, se considera similar con la de los eslabones 5, 6, 7 y 8 estos últimos eslabones no se consideran para fines de simplificación matemática.

Nótese que al considerar los eslabones 5, 6, 7 y 8 se debe tener en cuenta que la longitud del eslabón (a_1 ó a_5) será la longitud de este dividido entre 2 con la finalidad de conservar la simetría, de igual forma con la masa denotado por (m_1 ó m_5).

Tabla 2.1: Parámetros D-H.

| <i>sistema de referencia</i> | θ_i | d_i | a_i | α_i |
|------------------------------|-----------------------|-------|-------|------------|
| 0 – 1 | $\theta_1 + 90^\circ$ | d_1 | a_1 | 90° |
| 1 – 2 | θ_2 | d_2 | a_2 | 0° |
| 2 – 3 | θ_3 | d_3 | a_3 | 0° |
| 3 – 4 | θ_4 | d_4 | a_4 | 0° |

De la Tabla 2.1 se tiene que:

θ_i = Ángulo entre el cuerpo y la articulación (grados).

d_i = Desfasamiento entre el cuerpo y el eslabón (metros).

a_i = Longitud de cada eslabón (metros).

α_i = Ángulo de giro con respecto al cuerpo (grados).

En la Figura 2.3, se puede apreciar de manera clara que las articulaciones rotacionales están orientadas sobre el plano sagital del exoesqueleto (ver explicación en Capítulo 3), esto con la finalidad de simplificar la cinemática de marcha. Asimismo obsérvese en la Figura 2.3a las articulaciones rotacionales de lado derecho θ_2 , θ_3 y θ_4 , de igual forma en la Figura 2.3b las articulaciones rotacionales de lado izquierdo θ_6 , θ_7 y θ_8 , además nótese que la articulación rotacional θ_1 y θ_5 es el mismo punto y representa el dorso del sujeto que usará el exoesqueleto.

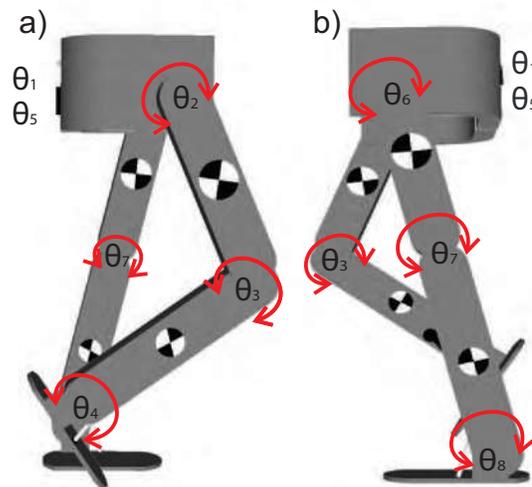


Figura 2.3: Articulaciones rotacionales en el exoesqueleto de miembros inferiores vistas desde el plano sagital: a) Derecho, b) Izquierdo.

Una vez obtenidos los parámetros D-H se forman las matrices de transformación correspondientes a cada eslabón de la cadena articulada. Teniendo en cuenta que el modelo

general de las matrices de transformación a partir de los parámetros D-H tiene la forma:

$${}^n A_{n+1} = \begin{bmatrix} g_{11} & g_{12} & g_{13} & g_{14} \\ g_{21} & g_{22} & g_{23} & g_{24} \\ 0 & g_{32} & g_{33} & g_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.1)$$

Donde:

$$g_{11} = \cos \theta_{n+1}$$

$$g_{12} = -\sin \theta_{n+1} \cos \alpha_{n+1}$$

$$g_{13} = \sin \theta_{n+1} \sin \alpha_{n+1}$$

$$g_{14} = a_{n+1} \cos \theta_{n+1}$$

$$g_{21} = \sin \theta_{n+1}$$

$$g_{22} = \cos \theta_{n+1} \cos \alpha_{n+1}$$

$$g_{23} = -\cos \theta_{n+1} \sin \alpha_{n+1}$$

$$g_{24} = a_{n+1} \sin \theta_{n+1}$$

$$g_{32} = \sin \alpha_{n+1}$$

$$g_{33} = \cos \alpha_{n+1}$$

$$g_{34} = d_{n+1}$$

De esta manera se obtienen las 4 matrices de transformación correspondientes a cada articulación.

$${}^0 A_1 = \begin{pmatrix} -\sin(\theta_1) & 0 & \cos(\theta_1) & a_1 \sin(\theta_1) \\ \cos(\theta_1) & 0 & \sin(\theta_1) & a_1 \cos(\theta_1) \\ 0 & 1 & 0 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.2)$$

$${}^1 A_2 = \begin{pmatrix} \cos(\theta_2) & -\sin(\theta_2) & 0 & a_2 \cos(\theta_2) \\ \sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) & 0 & a_2 \sin(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

$${}^2A_3 = \begin{pmatrix} \cos(\theta_3) & -\sin(\theta_3) & 0 & a_3 \cos(\theta_3) \\ \sin(\theta_3) & \cos(\theta_3) & 0 & a_3 \sin(\theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.4)$$

$${}^3A_4 = \begin{pmatrix} \cos(\theta_4) & -\sin(\theta_4) & 0 & a_4 \cos(\theta_4) \\ \sin(\theta_4) & \cos(\theta_4) & 0 & a_4 \sin(\theta_4) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

Con las matrices anteriores se calcula la matriz de transformación total denotada por:

$${}^0T_H = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3 {}^3A_4 \quad (2.6)$$

Así la matriz de transformación total tendrá la forma general siguiente:

$${}^0T_H = \begin{bmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} & T_{14} \\ T_{21} & T_{22} & T_{23} & T_{24} \\ T_{31} & T_{32} & 0 & T_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2.7)$$

Donde:

$$T_{11} = \sin(\theta_1) (-\cos(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4))$$

$$T_{12} = \sin(\theta_1) \sin(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4)$$

$$T_{13} = \cos(\theta_1)$$

$$T_{14} = \sin(\theta_1) (-a_2 \cos(\theta_2) - a_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) - a_4 \cos(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4) + a_1)$$

$$T_{21} = \cos(\theta_1) \cos(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4)$$

$$T_{22} = \sin(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4) (-\cos(\theta_1))$$

$$T_{23} = \sin(\theta_1)$$

$$T_{24} = a_2 \cos(\theta_2) + a_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) + a_4 \cos(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4) + a_1$$

$$T_{31} = \sin(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4)$$

$$T_{32} = \cos(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4)$$

$$T_{34} = a_2 \sin(\theta_2) + a_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) + a_4 \sin(\theta_2 + \theta_3 + \theta_4) + d_1$$

Donde los elementos T_{11}, T_{12}, T_{13} representan la posición x, y, z , de la articulación final del exoesqueleto.

2.3. Modelado Dinámico

El modelo dinámico emplea ecuaciones de Lagrange-Euler las cuales establecen la relación entre energía potencial y cinética del sistema, fricción entre articulaciones, relación de reducción en transmisión mecánica y torque.

La dinámica estudia la relación entre las fuerzas que actúan sobre un cuerpo y el movimiento que en él se origina. Es decir, el modelo dinámico de un robot permite conocer la relación entre el movimiento del robot y las fuerzas involucradas en el mismo.

En otras palabras el modelo dinámico de un robot relaciona matemáticamente:

- La localización del robot definida por sus variables articulares o por las coordenadas de localización de su extremo, y sus derivadas: velocidad y aceleración.
- Las fuerzas y pares aplicados en las articulaciones.
- Los parámetros del robot, como longitud, masas e inercias de sus elementos.

El problema de la obtención del modelo dinámico de un robot es uno de los aspectos más complejos de la robótica, lo que ha llevado a ser obviado en numerosas ocasiones. Sin embargo, el modelo dinámico es imprescindible para conseguir los siguientes propósitos:

- Simulación del movimiento del robot.
- Diseño y evaluación de la estructura mecánica del robot.
- Dimensionamiento de los actuadores.
- Diseño y evaluación del control dinámico del robot.

El modelo dinámico se obtiene de la formulación de Lagrange-Euler. Uicker en 1965 utilizó la representación D-H basada en las matrices de transformación homogénea para la formulación del modelo dinámico de un robot mediante las ecuaciones de Lagrange. Este planteamiento utiliza, por lo tanto, las matrices ${}^{i-1}A_i$ que relacionan el sistema de coordenadas de referencia de elemento i con el elemento $i-1$ [Barrientos *et al.*, 2014].

De esta manera se obtienen ecuaciones donde se estructuran los diversos pares y fuerzas que intervienen en el movimiento (inercia, Coriolis, gravedad), y así se logra formular el modelo dinámico del exoesqueleto.

Realizando los cálculos correspondientes (ver Capítulo 5 [Barrientos *et al.*, 2014]) se obtiene la matriz de inercias D:

$$D = \begin{bmatrix} d_{11} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & d_{22} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & d_{33} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & d_{44} \end{bmatrix} \quad (2.8)$$

Donde:

$$\begin{aligned} d_{11} &= a_1 (-\sin(\theta_1)) (L_1 m_1 \cos(\theta_1) - a_1 m_1 \sin(\theta_1)) + \cos(\theta_1) \\ &\quad (L_1^2 m_1 \cos(\theta_1) - a_1 L_1 m_1 \sin(\theta_1)) + a_1 \cos(\theta_1) \\ &\quad (a_1 m_1 \cos(\theta_1) - L_1 m_1 \sin(\theta_1)) - \sin(\theta_1) \\ &\quad (a_1 L_1 m_1 \cos(\theta_1) - L_1^2 m_1 \sin(\theta_1)) \\ d_{22} &= -a_2 \sin(\theta_2) (a_2 m_2 (-\sin(\theta_2)) - L_2 m_2 \sin(\theta_2)) + a_2 \cos(\theta_2) \\ &\quad (a_2 m_2 \cos(\theta_2) + L_2 m_2 \cos(\theta_2)) + L_2^2 m_2 \sin^2(\theta_2) + L_2^2 m_2 \cos^2(\theta_2) \\ d_{33} &= -a_3 \sin(\theta_3) (a_3 m_3 (-\sin(\theta_3)) - L_3 m_3 \sin(\theta_3)) + a_3 \cos(\theta_3) \\ &\quad (a_3 m_3 \cos(\theta_3) + L_3 m_3 \cos(\theta_3)) + L_3^2 m_3 \sin^2(\theta_3) + L_3^2 m_3 \cos^2(\theta_3) \\ d_{44} &= a_4^2 m_4 \cos^2(\theta_4) + \sin^2(\theta_4) \end{aligned}$$

Así mismo la matriz columna de fuerzas de coriolis y centrípeta H está dada por:

$$H = \begin{pmatrix} -2a_1 L_1 m_1 (\theta_1')^2 \cos(2\theta_1) \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (2.9)$$

Y resultando la matriz columna de fuerzas de gravedad $C = [C_i]^T$ definida como:

$$C_i = \begin{bmatrix} C_{11} \\ C_{21} \\ C_{31} \\ C_{41} \end{bmatrix} \quad (2.10)$$

Donde:

$$\begin{aligned} C_{11} &= \left((\text{gr}) (-\cos(\theta_1) a_1 m_1 + \sin(\theta_1) L_1 m_1 + \sin(\theta_3) (a_3 + L_2) m_2) \right) \\ C_{21} &= \left((\text{gr}) (\sin(\theta_2) (L_2 m_2 + L_3 m_3 + a_2 (m_2 + m_3)) + \sin(\theta_3) a_3 (m_1 + m_4)) \right) \\ C_{31} &= \left((\text{gr}) (\sin(\theta_2) a_2 m_2 + \sin(\theta_2) L_2 m_2 + \sin(\theta_3) (L_3 m_3 + a_3 (m_3 + m_4))) \right) \\ C_{41} &= \left((\text{gr}) (\sin(\theta_2) a_2 m_1 + \sin(\theta_3) a_3 m_2 + \sin(\theta_3) L_2 m_2 + 2 \sin(\theta_4) a_4 m_4) \right) \end{aligned}$$

Además:

gr = Gravedad “9.81 m/s²”.

De este modo se logra definir la ecuación dinámica del sistema a partir de (2.8), (2.9), (2.10) con la forma:

$$\tau = D\ddot{\theta} + H + C \quad (2.11)$$

Donde $\tau \in \mathbb{R}$ y es el vector (4x1) de pares motores efectivos aplicados sobre cada coordenada θ_i .

Así a partir de (2.11) donde la matriz D y C dependen de los valores de θ y la matriz H depende de θ y $\dot{\theta}$ correspondiente a los estados del sistema. Asimismo, se debe tener en cuenta que los vectores de pares generalizados τ , presupone n pares efectivos, por lo que de existir pares perturbadores o de rozamiento (viscoso o seco) deberán ser tomados en cuenta [Barrientos *et al.*, 2014]. Por lo tanto (2.11) es no lineal.

Para escribir el modelo dinámico del sistema en variables de estado se tiene que los estados del sistema serán las posiciones y velocidades de cada una de las articulaciones, es decir el vector de estado será $[\theta \ \dot{\theta}]^T$, de esta forma (2.11) puede escribirse como:

$$\tau = D\ddot{\theta} + N \quad (2.12)$$

Despejando el vector de estado:

$$\ddot{\theta} = D^{-1}[\tau - N] \quad (2.13)$$

Donde $N = H + C$ y haciendo uso del vector de estado.

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{\theta} \\ -D^{-1}N \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ -D^{-1} \end{bmatrix} \tau \quad (2.14)$$

Reescribiendo (2.14); se llega a:

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} = \underbrace{\begin{bmatrix} 0 & I \\ 0 & 0 \end{bmatrix}}_A \begin{bmatrix} \theta \\ \dot{\theta} \end{bmatrix} + \underbrace{\begin{bmatrix} 0 \\ I \end{bmatrix}}_B u \quad (2.15)$$

Donde:

$$u = D^{-1}(\tau - N) \quad (2.16)$$

Además, la dimensión de la matriz A y la matriz B, son de (8x8) y (8x4) respectivamente, ya que son 4 articulaciones presentes en el exoesqueleto $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4$, sin embargo solamente θ_2 y θ_3 cuentan con un actuador activo correspondiente a la cadera y la rodilla, asimismo las articulaciones θ_1 y θ_4 son tomadas en cuenta y corresponden al dorso y el tobillo respectivamente.

De esta forma (2.15) corresponde a una ecuación de estado lineal, ya que se trasladó la no linealidad a la entrada u como se muestra en la Figura 2.4 donde el bloque sombreado representa la no linealidad dependiente de $[\theta \ \dot{\theta}]^T$ representado con la línea punteada.

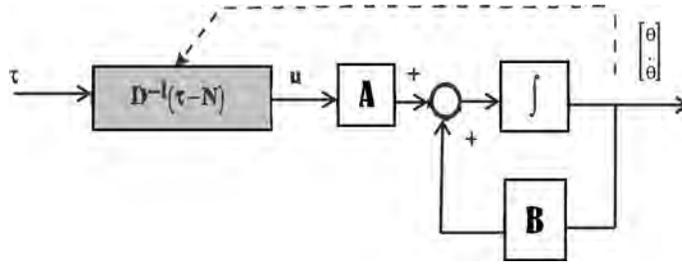


Figura 2.4: Diagrama de bloques de la dinámica de un robot en espacio de estados.

Así la matriz u tiene la forma:

$$u = \begin{bmatrix} u_{11} \\ u_{21} \\ u_{31} \\ u_{41} \end{bmatrix} \quad (2.17)$$

Donde:

$$u_{11} = \frac{gr(m_2(a_3+L_2)\sin(\theta_3)+a_1m_1(-\cos(\theta_1))+L_1m_1\sin(\theta_1))+2a_1L_1m_1(\theta_1')^2\cos(2\theta_1)+\tau_1}{a_1(-\sin(\theta_1))(L_1m_1\cos(\theta_1)-a_1m_1\sin(\theta_1))+\xi_0+a_1\cos(\theta_1)(a_1m_1\cos(\theta_1)-L_1m_1\sin(\theta_1))-\xi_1}$$

$$u_{21} = \frac{\tau_2+gr(\sin(\theta_2)(L_2m_2+L_3m_3+a_2(m_2+m_3))+\sin(\theta_3)a_3(m_1+m_4))}{\cos^2(\theta_2)m_2L_2^2+\sin^2(\theta_2)m_2L_2^2+\cos(\theta_2)a_2(\cos(\theta_2)a_2m_2+\cos(\theta_2)L_2m_2)-\xi_2}$$

$$u_{31} = \frac{\tau_3+gr(\sin(\theta_2)a_2m_2+\sin(\theta_2)L_2m_2+\sin(\theta_3)(L_3m_3+a_3(m_3+m_4)))}{\cos^2(\theta_3)m_3L_3^2+\sin^2(\theta_3)m_3L_3^2+\cos(\theta_3)a_3(\cos(\theta_3)a_3m_3+\cos(\theta_3)L_3m_3)-\xi_3}$$

$$u_{41} = \frac{\tau_4 + gr(\sin(\theta_2)a_2m_1 + \sin(\theta_3)a_3m_2 + \sin(\theta_3)L_2m_2 + 2\sin(\theta_4)a_4m_4)}{\cos^2(\theta_4)m_4a_4^2 + \sin^2(\theta_4)m_4a_4^2}$$

Donde:

$$\xi_0 = \cos(\theta_1)(L_1^2m_1 \cos(\theta_1) - a_1L_1m_1 \sin(\theta_1))$$

$$\xi_1 = \sin(\theta_1)(a_1L_1m_1 \cos(\theta_1) - L_1^2m_1 \sin(\theta_1))$$

$$\xi_2 = \sin(\theta_2)a_2(-\sin(\theta_2)a_2m_2 - \sin(\theta_2)L_2m_2)$$

$$\xi_3 = \sin(\theta_3)a_3(-\sin(\theta_3)a_3m_3 - \sin(\theta_3)L_3m_3)$$

τ_i = par motor en la articulación i

De esta manera se permite resolver computacionalmente el modelo dinámico directo, partiendo de condiciones iniciales de posición y velocidad, y de una secuencia de pares y fuerzas a lo largo del tiempo, se evalúa para el instante inicial el vector u y a partir de él por medio de (2.17), el de las derivadas de estado.

Nota: La obtención del modelo matemático de un robot puede llegar a complicarse si este cuenta con varias articulaciones. Para el modelo matemático presentado se tomó en cuenta sólo la mitad del robot debido a que la otra mitad de eslabones presente es idéntica a la analizada en este capítulo, con lo cual se simplifica un 50% los cálculos, sin embargo, para fines de implementación se tomará en cuenta este aspecto.

2.4. Conclusiones

En este capítulo se presentó el modelo matemático de un exoesqueleto, considerando solamente la mitad del robot, para esto se utilizó la formulación de Lagrange-Euler en conjunto con los parámetros Denavit-Hartenberg, con lo que se obtiene la interrelación entre pares aplicados, velocidades, posición e inercias entre los eslabones, de manera tal que sea posible simular y realizar pruebas de comportamiento con diferentes controladores.

Capítulo 3

Cinemática de la Marcha Humana

3.1. Introducción

En éste capítulo se presenta una breve reseña sobre los primeros estudios de marcha humana, además se describen las fases por la cuales está compuesta. Se muestra el modelado de ésta, por medio de una aproximación polinomial la cual es empleada como señal de referencia para el sistema. Se presenta el desarrollo de un dispositivo capaz de adquirir datos durante el ciclo de marcha con la finalidad de observar y comprobar la dinámica presente en la marcha.

3.2. Antecedentes

Uno de los primeros estudios del movimiento de marcha humana está fijada en el periodo de la escuela de Mileto (610-546 a.C.), si bien fue el pensamiento matemático de Pitágoras (571-497 a.C.) el que se prolongó hasta Galileo para explicar el movimiento. Consideraba que el movimiento derivaba de la evolución de los números y tenía un significado místico [Cerquiglioni, 1992].

El avance en estudios biomecánicos ha dependido mayormente del desarrollo de su método de investigación y éste quedaba a su vez, determinado por el nivel global de la ciencia y de la técnica.

Los fisiólogos Braune y Fischer en 1895 calcularon las velocidades y aceleraciones de algunos segmentos durante la marcha a partir de los datos referentes al centro de gravedad de las distintas partes del cuerpo, previamente determinados en cadáveres, mediante ingeniosos métodos experimentales y cálculos matemáticos [Soro, 1970].

En 1954, Barnet estudia las fases de la marcha humana mediante un podógrafo, consistente en un grueso bloque de goma-espuma con 640 varillas, las cuales se desplazan cuando el sujeto pisa sobre ellas. Este desplazamiento es registrado fotográficamente. Una década mas tarde Bauman y Brand, emplean transductores de presión colocados en el calzado habitual del sujeto de pruebas, para realizar el mismo estudio [Herrero, 1993].

3.3. Fases del Ciclo de Marcha

El cuerpo humano puede ser dividido en tres planos anatómicamente: sagital, coronal y transversal, como se muestra en la Figura 3.1. La pierna humana normalmente cuenta siete grados de libertad, tres en la cadera, uno en la rodilla y tres en el tobillo, es decir tiene movimientos dentro de cada plano. Para simplificar el análisis del ciclo de marcha humano, se consideran los movimientos existentes en el plano sagital tal como se muestra en la Figura 3.2.

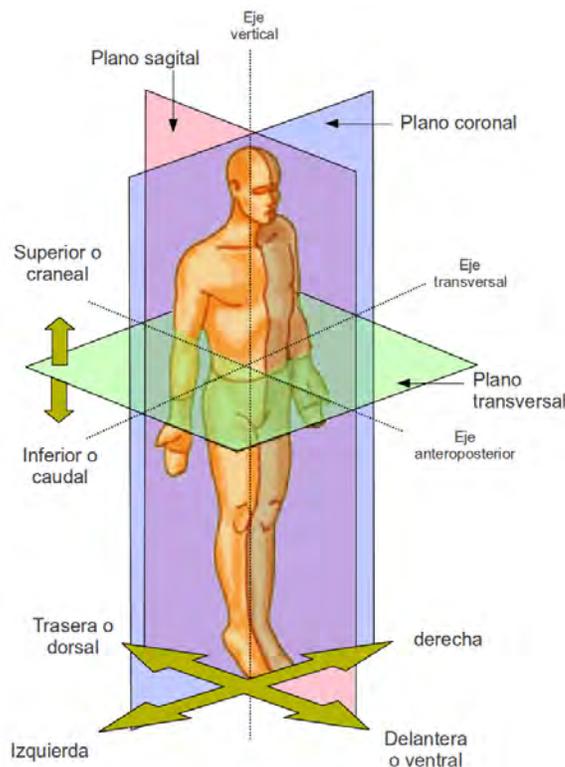


Figura 3.1: Planos anatómicos [Sandoval, 2015].

La marcha humana es un sistema de locomoción con una característica única de la especie; el desplazamiento del peso corporal desde un punto a otro se realiza de

forma bípeda. Consta de una serie de movimientos rítmicos, sucesivos y alternantes. Esta serie de movimientos de las extremidades inferiores, es separada en fases para su análisis, como se presenta a continuación [Soto, 2006].

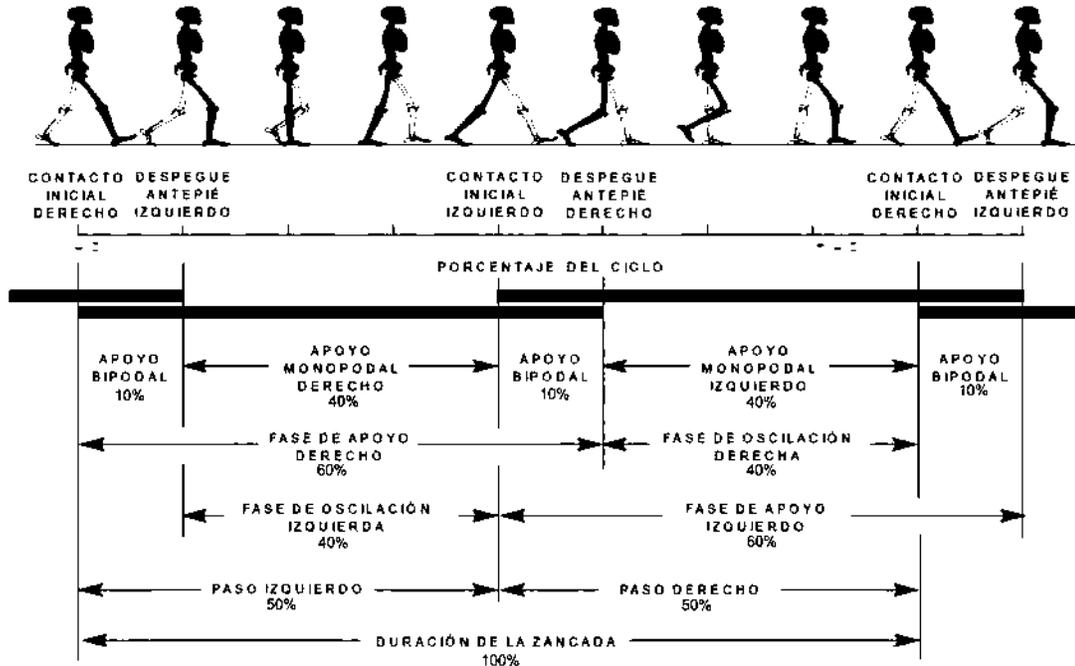


Figura 3.2: Fases de marcha [Smitd, 1990, Sanchez y Lacuesta, 1993].

Las fases del ciclo de marcha se describen en tres estados de locomoción: 1) fase inicial de desarrollo desde el reposo, 2) estado rítmico a velocidad constante y 3) fase de descenso hasta el reposo. El ciclo de marcha tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de cualquier suceso de la marcha. Por conveniencia se considera el inicio del ciclo en el momento en que uno de los pies toma contacto con el suelo [Smitd, 1990, Sanchez y Lacuesta, 1993]. Cada paso se compone de dos fases: fase de apoyo durante la cual el pie se encuentra en contacto con el suelo, y fase de oscilación en la cual el pie se encuentra en el aire, mientras que avanza como preparación para el siguiente paso. La fase de apoyo representa el 60% del ciclo de marcha y la fase de oscilación el 40%, a velocidad espontáneamente adoptada por el sujeto. A esta velocidad cada pie presenta un desfase en el tiempo con respecto al otro del 50%, lo que condiciona que haya un momento en el que ambos pies contactan en el suelo. Dicho momento se llama fase de doble apoyo ó apoyo bipodal y representa el 10% de la fase de apoyo para cada pie como se muestra en la Figura 3.2. Esta fase está muy mediatizada por la velocidad de marcha, de forma que a mayor velocidad, menor duración de la fase de doble apoyo, hasta su desaparición durante la carrera. De la misma manera, el

tiempo de cada paso disminuye con el aumento de la velocidad [Turnbull *et al.*, 1995].

3.4. Cinemática del Ciclo de Marcha

La complejidad de la locomoción bípeda en los sistemas robóticos, puede llegar a complicarse cuando se trata de imitar la marcha humana; debido a este tipo de complejidad en la robótica, la simulación y modelado son técnicas esenciales para comprender el comportamiento de los sistemas robóticos. Estas técnicas permiten mejorar el diseño del sistema y comprender las limitantes que se podrían presentar en la construcción de un sistema físico [Formacio y Sánchez, 2014].

Un objetivo particular de una simulación es hacer que el sistema realice movimientos parecidos a la marcha humana, como los que presentan los exoesqueletos usados en la rehabilitación médica. Entonces, como referencia para la definición de la trayectoria deseada, se toman en cuenta en esta tesis, las gráficas del estudio de [Formacio y Sánchez, 2014], correspondientes al movimiento de las articulaciones en el plano sagital, las cuales son mostradas en la Figura 3.3. Es importante mencionar que las gráficas han sido obtenidas a partir del análisis de un grupo de personas en la referencia citada [Formacio y Sánchez, 2014]. Donde dependiendo del rango del ángulo en que se encuentre la articulación, el movimiento se denomina como flexión o extensión, así mismo se denota el porcentaje de la fase de apoyo y oscilación. Asimismo se ha considerado únicamente las señales en el plano sagital con la finalidad de simplificar la cinemática, debido a que la marcha humana cuenta con movimientos en los planos sagital y coronal.

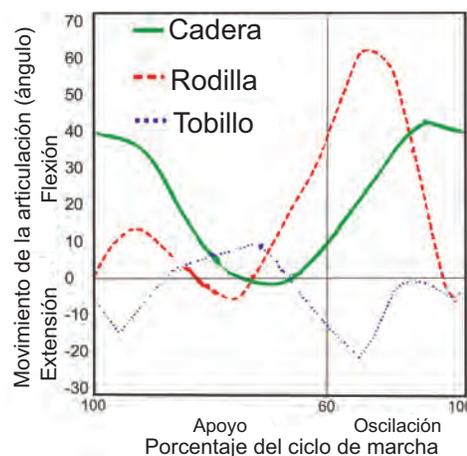


Figura 3.3: Dinámica de marcha en plano sagital [Formacio y Sánchez, 2014].

En la Figura 3.3 se muestra la dinámica de marcha en el plano sagital de 3 articu-

laciones (cadera, rodilla y tobillo) se puede apreciar la fase de apoyo y oscilación así como los instantes en que cada articulación se encuentra en extensión o flexión respectivamente. Debido a que la articulación del tobillo, sólo representa soporte para la extensión y flexión de la cadera y la rodilla, durante la fase de apoyo analizada en el estudio [Formacio y Sánchez, 2014], se emplea un actuador pasivo, en este caso (pistón de retroceso), y para la cadera y la rodilla, actuadores activos (motor de CD con transmisión reductora), debido a la función que desempeñan durante el ciclo de marcha.

3.5. Modelado de la Dinámica de Marcha

La gráfica de la Figura 3.3 se toma como base para generar las señales de referencia de interés: rodilla y cadera. Debido a que no se cuenta con datos para generar dichas señales, se toman como referencia ciertos puntos la Figura 3.3, de tal modo que aplicando una aproximación polinomial se logra obtener los dos polinomios descritos en las Ecuaciones (3.1) y (3.2), de quinto y octavo orden respectivamente, con los cuales se obtiene las señales de referencia para la cadera y rodilla, respectivamente. Las Figuras 3.4a y 3.4b muestran la simulación de los polinomios obtenidos, el orden de éstos fue elegido de manera tal, que sea empleado el menor grado posible, con el que se obtenga mayor similitud, con respecto a los puntos originales, esto con la finalidad de reducir la carga computacional en el microcontrolador al momento de realizar la implementación.

$$\begin{aligned} \text{cadera} = & 20.1504 + 0.929773x + 0.106117x^2 - 0.0145246x^3 \\ & + 0.000385795x^4 - 2.95833 * 10^{-6}x^5 \end{aligned} \quad (3.1)$$

$$\begin{aligned} \text{rodilla} = & 9. + 2.03786x - 0.914511x^2 + 0.183169x^3 \\ & - 0.0164057x^4 + 0.000729105x^5 - 0.0000167846x^6 \\ & + 1.92042 * 10^{-7}x^7 - 8.64598 * 10^{-10}x^8 \end{aligned} \quad (3.2)$$

De (3.1) y (3.2) se tiene que x representa el porcentaje de ciclo de marcha a ser evaluado en los polinomios.

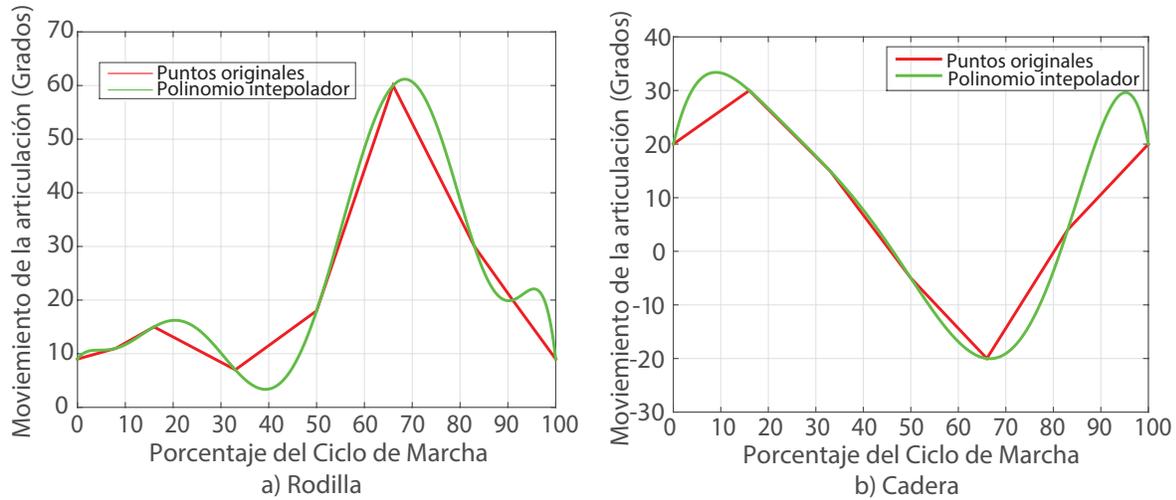


Figura 3.4: Señales de referencia para las articulaciones a) de la rodilla y b) de la cadera, obtenidas por aproximación polinomial.

3.6. Justificación del Modelo Dinámico de Marcha

Para validar los datos mostrados en la Figura 3.4 se construye con un grupo de sensores basados en el IMU (Inertial Measurement Unit) MPU-6050, 4 dispositivos para las articulaciones de las extremidades inferiores con la finalidad de obtener mediciones reales del ciclo de marcha.

El MPU-6050 cuenta con tres convertidores de analógico a digital de 16 bits (ADC) para la digitalización de las salidas del giroscopio y tres ADCs de 16 bits para la digitalización de las salidas del acelerómetro. Para el seguimiento de precisión de los movimientos, (tanto rápidas y lentas), el MPU-6050 cuenta con un giroscopio programable por el usuario rango de escala completa de ± 250 , ± 500 , ± 1.000 y $2.000 \pm ^\circ / \text{segundo}$ (dps) y un acelerómetro programable por el usuario a gran escala rango de $\pm 2 \text{ g}$, $\pm 4 \text{ g}$, $\pm 8 \text{ g}$, y $\pm 16 \text{ g}$.

Al proporcionar una salida con Fusión de Movimiento Integrado, el DMP (Procesador Digital de Movimiento) en el MPU-6050 aminora la carga de cálculo en el procesador del sistema, minimizando la necesidad de sondeo frecuente de la salida del sensor de movimiento.

3.6.1. Detección de Ángulo Empleando un Acelerómetro Triaxial.

Cuando se inclina un acelerómetro triaxial, la fuerza normal se proyectará sobre todos los ejes del dispositivo. El problema para determinar el ángulo pitch (θ), (ángulo entre el eje X y el plano horizontal) y el ángulo roll (ϕ) (ángulo entre el eje Y y el plano horizontal) como se observa en la Figura 3.5, se resuelve geoméricamente mediante las Ecuaciones (3.3) y (3.4) respectivamente.

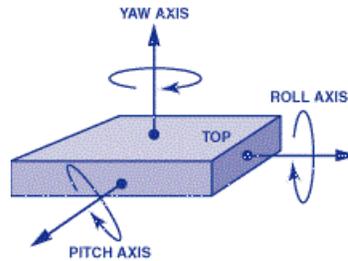


Figura 3.5: Descripción de ángulos pitch, oll y yaw [Hall, 2015].

Las ecuaciones que permiten encontrar los ángulos de inclinación con respecto a cada uno de los planos se muestran a continuación [Galre, 2014]:

$$\theta = \text{pitch} = \arctan\left(\frac{Ax}{\sqrt{Ay^2 + Az^2}}\right) \quad (3.3)$$

$$\phi = \text{roll} = \arctan\left(\frac{Ay}{\sqrt{Ax^2 + Az^2}}\right) \quad (3.4)$$

Donde:

Ax =Dato del acelerómetro sobre el eje x.

Ay =Dato del acelerómetro sobre el eje y.

Az =Dato del acelerómetro sobre el eje z.

El sensado de la inclinación con un acelerómetro es simple y directo, esto es posible sólo en ausencia de movimiento, es decir, sin la presencia de una aceleración lineal considerable en cualquiera de sus ejes. Suponiendo que el dispositivo está siendo utilizado en un entorno con vibraciones, la presencia tan sólo de dichas vibraciones producirá que las medidas obtenidas de los ángulos sean poco fiables, por lo tanto, la información seguirá siendo errónea mientras el dispositivo se encuentre bajo estos efectos. El promedio de varias lecturas del acelerómetro ayuda a filtrar algunas aceleraciones externas, pero

en general las ecuaciones presentadas anteriormente, son válidas solamente si se asume que el dispositivo está estable o las vibraciones del sistema no son de gran magnitud.

3.6.2. Cálculo de Inclinación Usando un Giroscopio.

Para obtener el ángulo de inclinación es necesario integrar la velocidad angular, tomando en cuenta que la definición de integral implica multiplicar un valor por un tiempo dt . El valor constante de tiempo depende de la frecuencia de muestreo a la que está ejecutando la aplicación.

$$\frac{d\theta}{dt} = \text{velocidad angular} = \text{salida del giroscopio} \quad (3.5)$$

$$d\theta = (\text{velocidad angular})(dt) \quad (3.6)$$

Dado que la integral se define como la inversa de la derivada, la relación en (3.5) resulta en:

$$\int (\text{velocidad angular})dt = \int (\text{salida del giroscopio})dt = \theta + \theta_0 \quad (3.7)$$

El proceso para encontrar el ángulo de inclinación es cíclico, se efectúa a intervalos de tiempo establecidos dt mediante la implementación de un algoritmo acumulativo el cual se basa en:

$$\theta_k = \theta_{k-1} + u_k * dt \quad (3.8)$$

Donde:

u_k =Señal de salida del giroscopio.

dt =Periodo de muestreo.

θ_{k-1} =Ángulo previo.

θ_k =Ángulo actual.

La integración de las medidas de un giroscopio da lugar a la acumulación del error de derivada en la orientación calculada. El algoritmo produce una suma continua de las lecturas del sensor y con ellas también el error de la derivada. Estos valores serán

válidos únicamente para pequeños intervalos de tiempo, mientras que para intervalos más largos de tiempo los valores estarán totalmente desfasados con respecto a la medida real. Un giroscopio por sí sólo no logra establecer un estado de referencia inicial o punto de partida, se corrige este problema mediante el uso de un acelerómetro o un magnetómetro. Por lo tanto, los giroscopios por si sólo no proporcionan una medida absoluta de la orientación, debido a esto, se emplea un filtro complementario para conjuntar los datos del acelerómetro con los del giroscopio, y así obtener una medición del ángulo más precisa.

3.6.3. Filtro Complementario

Los filtros complementarios son muy usados en sistemas de navegación inercial. En aplicaciones típicas son la combinación de las medidas de aceleración vertical y velocidad barométrica vertical para obtener una estimación de la velocidad vertical o mediciones de unidades inerciales y sistemas de visión.

Un filtro complementario es en sí un filtro de Kalman de estado estacionario para una cierta clase de problemas de filtrado. Este no considera ninguna descripción estadística del ruido que corrompe a las señales y es obtenido solamente por un análisis en el dominio de la frecuencia. El filtro complementario resulta sencillo de tratar matemáticamente y en razón de su baja complejidad de implementación consume pocos recursos computacionales. La idea básica del filtro complementario es combinar la salida del acelerómetro y del giroscopio para obtener una buena estimación del ángulo de orientación de la plataforma, compensando la deriva del giroscopio con la dinámica lenta del acelerómetro [Gaydou *et al.*, 2011].

Para la implementación de este filtro la forma más lógica es: utilizar el acelerómetro para medir el ángulo y el giroscopio para medir la velocidad angular. La ventaja de esto es que no exige consumo de recursos y se obtienen las muestras sin retardo. El problema principal es que el acelerómetro es muy sensible a todas las aceleraciones lineales (vibraciones y desplazamientos lineales) por lo que los parámetros de salida serán muy ruidosos y con errores durante los desplazamientos.

Es conveniente implementar un filtro paso bajo de la señal del acelerómetro, la ventaja de este sistema es que es muy fácil de programar y el filtro elimina los ruidos y las aceleraciones lineales. Sin embargo esto produce un retardo en la percepción del

ángulo, lo cual puede provocar problemas en la estabilización. Sin embargo, se podrían añadir los datos adquiridos por el giroscopio para eliminar el retardo. Dado que no es posible utilizar los datos del giroscopio directamente (integrados en el tiempo para pasar de velocidad angular a ángulo) dado que este tiene una derivada temporal que los inutiliza, sin embargo, a corto plazo sirven para eliminar el retardo producido por el filtro aplicado al acelerómetro. De esta forma el proceso se traduce de forma muy fácil, considerando condiciones iniciales igual a cero, como se observa en la Ecuación (3.9).

$$\theta = \alpha(\theta + \zeta * dt) + (1 - \alpha)A \quad (3.9)$$

Donde:

θ = Ángulo medido.

$\alpha = 0.9994$.

dt = Periodo de muestreo.

ζ = Dato del giroscopio en Grados/segundo.

A = Ángulo obtenido con el acelerómetro.

La implementación del filtro complementario tiene múltiples ventajas:

- Reduce el ruido y la deriva producido por los sensores.
- Reduce el retardo en la estimación del ángulo.
- No implica un coste excesivo en tiempo de proceso.

De este modo los sensores son colocados en sujetos de prueba en las posiciones mostradas en la Figura 3.6; en la cual se puede apreciar que es colocado un sensor por articulación.



Figura 3.6: 1) Sensor cadera derecha, 2) sensor rodilla derecha, 3) sensor cadera izquierda, 4) sensor rodilla izquierda.

Una vez establecida la base para el análisis de los datos de marcha, se emplean diferentes sujetos de prueba como se muestra en las Figuras 3.7a, 3.7b y 3.7c, cada sujeto realiza dos pruebas de marcha, con la finalidad de estandarizar las señales que se adquieren y comparan los datos de ciclo de marcha de cada sujeto.

Para realizar la prueba de adquisición de datos, durante el ciclo de marcha, cada sujeto de prueba realiza dos caminatas de 4.5m, los datos adquiridos son enviados vía bluetooth a una interfaz desarrollada en LabVIEW en la que se visualizan y se almacenan para su análisis. Para el uso de datos adquiridos de cada sujeto de prueba, se solicito su total autorización para su uso, ver Apéndice C.

Analizando los datos de la Figuras 3.8a, 3.8b, 3.8c y 3.8d, correspondientes a las articulaciones cadera y rodilla del sujeto de prueba uno (Figura 3.7a), las cuales muestran una división con líneas punteadas, equivalente a cada paso que el sujeto realiza para completar las pruebas. El sujeto de esta prueba es un sujeto sano de sexo masculino, con una estatura de 1.74m, complexión robusta, longitud de sus piernas es de 0.92m. De las señales adquiridas se aprecia que cada prueba muestra resultados similares pero no iguales, es decir, cada paso es diferente, debido a que el sujeto adapta su marcha con cada paso que realiza. A pesar de esto, se observa para las articulaciones de ambas rodillas (Figura 3.8a y Figura 3.8b) rasgos compartidos con respecto a la señal generada en la Figura 3.4a. De las Figuras 3.8d y 3.8d, se aprecia el movimiento de flexión y extensión, a manera que se distingue una señal periódica clara con respecto a cada paso que realiza el sujeto, además se puede apreciar cierta similitud con respecto a la señal generada en la Figura 3.4b.

El sujeto de prueba número dos (Figura 3.7b), es un sujeto sano de sexo masculino, con una estatura de 1.82m, complexión mediana, la longitud de sus piernas es de 0.96m. Cada paso realizado por el sujeto se encuentra dividido con una línea punteada, como se puede observar en las Figuras 3.9a y 3.9b, correspondientes a las articulaciones de la rodilla y las Figuras 3.9c y 3.9d, correspondientes a las articulaciones de la cadera. Analizando los datos adquiridos de las articulaciones de la rodilla se aprecia una señal clara y periódica con cada paso realizado, con lo que es posible estandarizar los datos obtenidos, con la señal presentada en la Figura 3.4a. Con respecto a la articulación de la cadera se aprecia el movimiento articular (flexión y extensión), se distingue diferencias entre la prueba 1 y la prueba 2, propio de la adaptación que el sujeto realiza en el ciclo de marcha, además comparando las señales obtenidas con la señal presentada en la Figura 3.4b, se logra apreciar cierta similitud en la forma de la señal.

De las Figuras 3.10a y 3.10b, correspondientes a las articulaciones de la rodilla y las Figuras 3.10c y 3.10d, correspondiente a las articulaciones de la cadera, obtenidas del sujeto de pruebas número tres (Figura 3.7c), es un sujeto sano de sexo masculino, el cual tiene una estatura de 1.76m, complexión robusta, la longitud de sus piernas es 0.93m. Se comprueba una vez más que la dinámica de marcha se adapta en cada paso que se realiza en cada una de las articulaciones, y varía en amplitud así como en duración con respecto a las características físicas de cada sujeto de prueba, obsérvese además que este sujeto realiza un paso extra para cubrir la misma distancia. Con respecto a la estructura de las señales se distinguen claramente las formas presentadas en la Figura 3.4a para la articulación de la rodilla y para la articulación de la cadera la mostrada en Figura 3.4b.

Como se observa, cada sujeto de prueba camina de forma particular, esto debido a que cada sujeto es fisiológicamente diferente, debido a esto el cuerpo humano adapta su propia dinámica de marcha pero conserva las fases de marcha. Los resultados obtenidos en cada sujeto de prueba, son similares comparados con los planteados en el estudio de [Formacio y Sánchez, 2014], con lo se comprueba que los polinomios generados son útiles como referencia para las articulaciones del sistema.

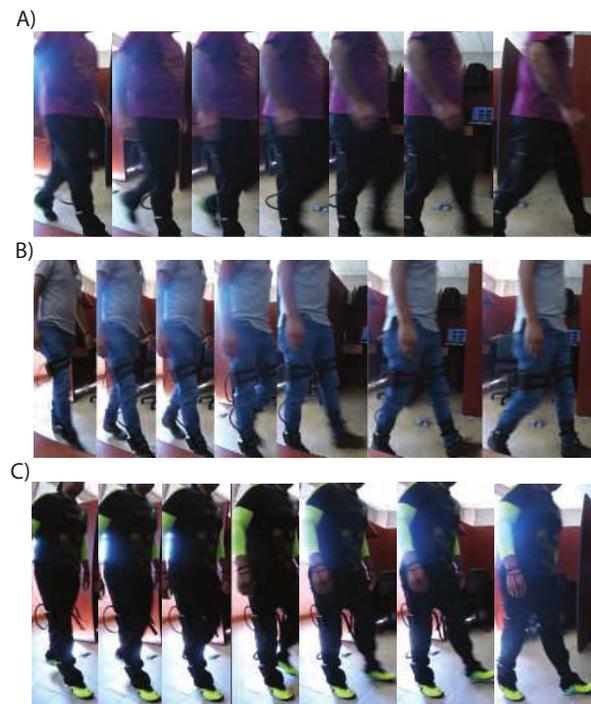


Figura 3.7: a) Sujeto de pruebas uno, b) Sujeto de pruebas dos, c) Sujeto de pruebas 3.

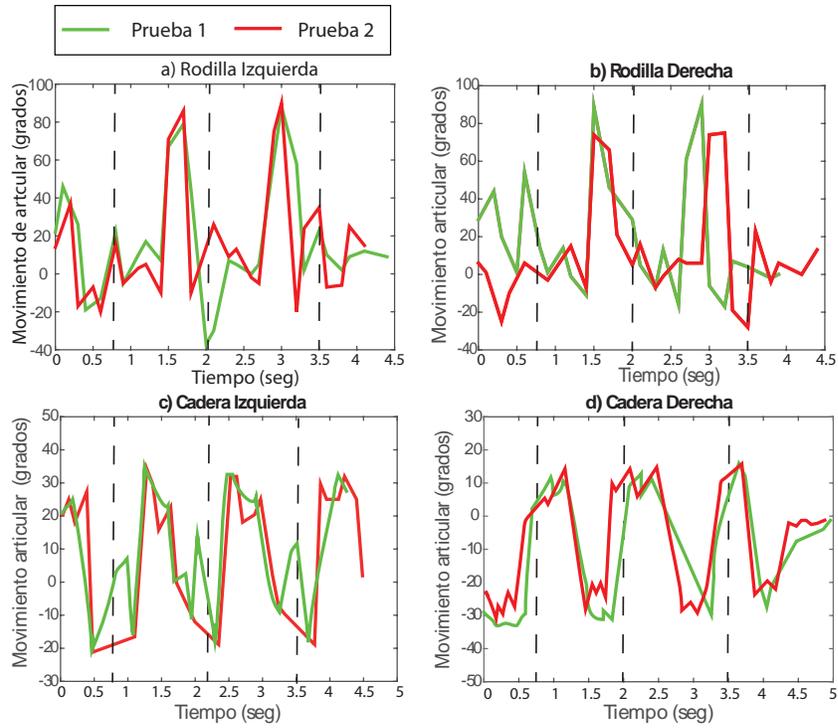


Figura 3.8: Sujeto de prueba uno en ciclo de marcha, a) señal de rodilla izquierda, b) señal de rodilla derecha, c) señal de cadera izquierda y d) señal de cadera derecha.

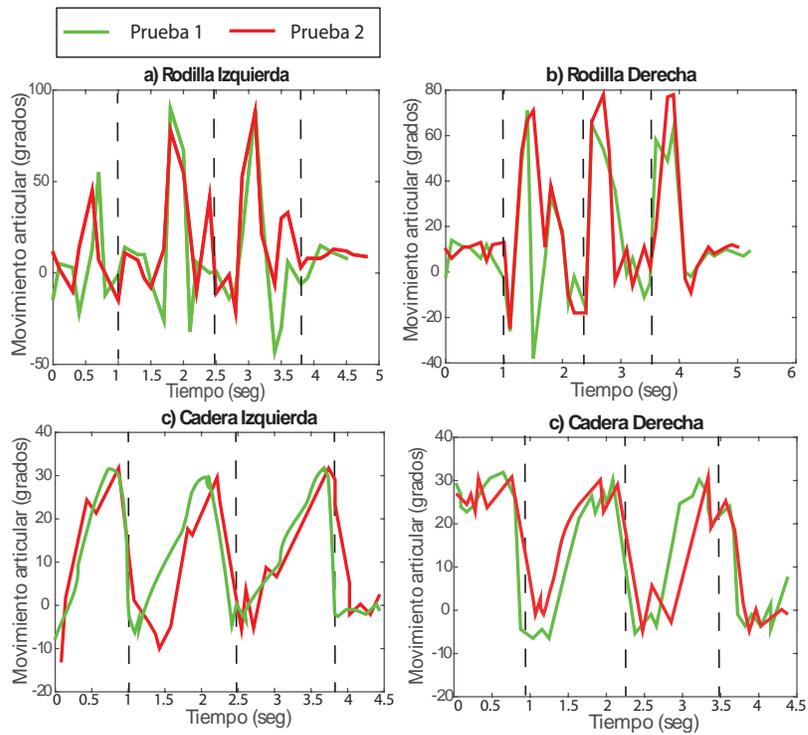


Figura 3.9: Sujeto de prueba dos en ciclo de marcha, a) señal de rodilla izquierda, b) señal de rodilla derecha, c) señal de cadera izquierda y d) señal de cadera derecha.

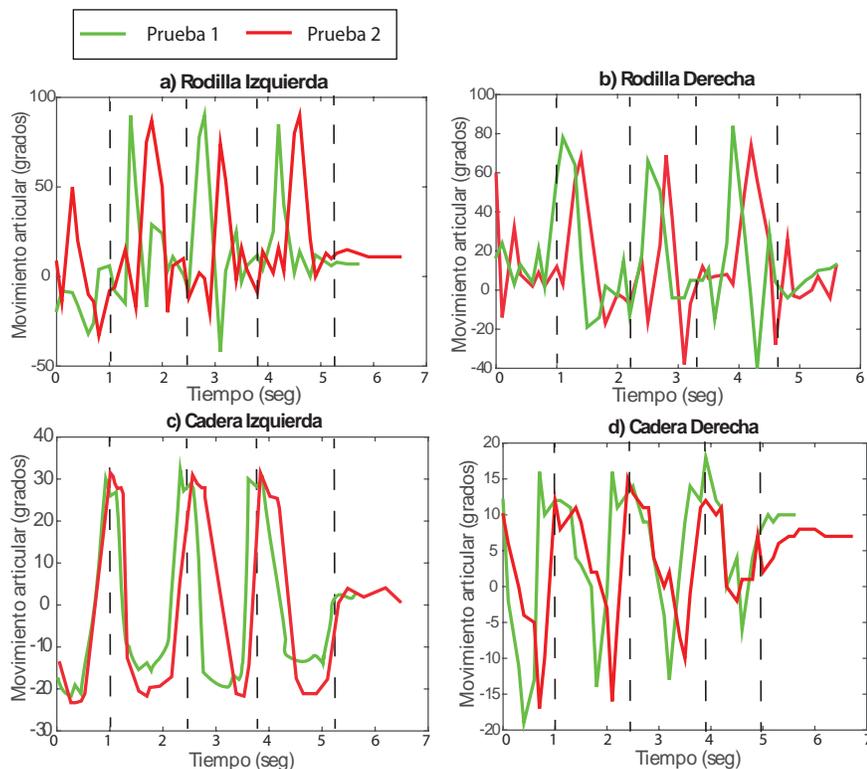


Figura 3.10: Sujeto de prueba tres en ciclo de marcha, a) señal de rodilla izquierda, b) señal de rodilla derecha, c) señal de cadera izquierda y d) señal de cadera derecha.

3.7. Conclusiones

Partiendo del estudio [Formacio y Sánchez, 2014] sobre el ciclo de marcha, se logran definir de manera clara las fases que le componen, asimismo para justificar las señales de referencia empleadas, generadas mediante el uso de dos polinomios desarrollados con aproximación polinomial, se desarrolla un estudio propio sobre el ciclo de marcha humano, empleando tres sujetos de prueba. Para lo anterior se construye un dispositivo capaz de adquirir las señales generadas por las articulaciones de la cadera y la rodilla de cada pierna, de esta forma se logra obtener los datos de marcha de cada articulación. Analizando los resultados, se observa que entre sujeto y sujeto existen diferencias significativas entre los datos adquiridos, esto es algo esperado ya que los datos varían en cada fisiología, la cual adapta su marcha para hacerla más eficiente (en la cual el ser humano consume menos energía), a pesar de estas diferencias, se logra definir rasgos compartidos entre sujetos de prueba, los cuales son similares a los presentados en el estudio [Formacio y Sánchez, 2014], con lo que se comprueba que la aproximación polinomial realizada, es correcta para su empleo como señal de referencia en simulación e implementación.

Capítulo 4

Simulación y Control del Modelo de un Exoesqueleto de Miembros Inferiores

4.1. Introducción

En este capítulo se presentan las diferentes técnicas de control no convencional (Lógica difusa, modos deslizantes de primer orden, twisting y supertwisting) empleadas en la simulación del exoesqueleto de miembros inferiores, modelado en el Capítulo 2, así como un análisis comparativo.

4.2. Control por Lógica Difusa

La mayoría de los fenómenos encontrados cada día son imprecisos, es decir, tienen implícito un cierto grado de incertidumbre en la descripción de su naturaleza. Esta imprecisión puede estar asociada con su forma, posición, momento, color, textura, o incluso en la semántica que describe lo que son. En muchos casos el mismo concepto puede tener diferentes grados de imprecisión en diferentes contextos o tiempo. Un día cálido en invierno no es exactamente lo mismo que un día cálido en primavera. Este tipo de incertidumbre asociado continuamente a los fenómenos es común en todos los campos de estudio: sociología, física, biología, finanzas, ingeniería, oceanografía, psicología, etc. [Zadeh y Kacprzyk, 1992].

La lógica difusa es una rama de la inteligencia artificial que se funda en el concepto "Todo es cuestión de grado", con lo cual permite manejar con información vaga (difícil de especificar) el funcionamiento o el estado de un sistema específico. Es entonces po-

sible con la lógica difusa gobernar un sistema por medio de reglas de “sentido común” las cuales se refieren a cantidades imprecisas.

Las reglas involucradas en un sistema difuso, pueden ser definidas con sistemas adaptativos, que aprenden al “observar” como operan las personas los dispositivos reales, o estas reglas pueden también ser formuladas por un experto humano. En general la lógica difusa se aplica tanto a sistemas de control como para modelar cualquier sistema continuo de ingeniería, física, biología o economía.

De esta manera este concepto está asociado con la forma en que las personas perciben el medio, por ejemplo: ideas relacionadas con la altura de una persona, velocidad con la que se mueve un objeto, la temperatura dominante en una habitación, cotidianamente se formulan de manera ambigua y depende de quién percibe el efecto físico o químico, será su interpretación acerca de tal fenómeno. Una persona puede ser alta o baja, algo puede moverse rápido o lento, una temperatura puede ser baja, moderada o alta, se dice que estas afirmaciones acerca de una variable son ambiguas, porque rápido, bajo y alto, son afirmaciones del observador, y pueden variar de un observador a otro. Uno se puede preguntar cuándo algo es frío o caliente, que tan baja es la temperatura cuando se dice frío, o que tan alta es cuando se dice caliente.

Los conjuntos difusos describen justamente estas ambigüedades, y son una extensión de la teoría clásica de conjuntos, donde un elemento pertenece o no a un conjunto, tal elemento tiene sólo 2 posibilidades, pertenecer o no, un elemento es bi-valuado y no se describen ambigüedades. Con conjuntos difusos se intenta modelar la ambigüedad con la que se percibe una variable. Los conjuntos difusos son la base para la lógica difusa, del mismo modo que la teoría clásica de conjuntos es la base para la lógica Booleana. Con los conjuntos difusos se realizan comparaciones lógicas del tipo “si-entonces”, definidas con lógica difusa. Para esto se debe tener en cuenta la experiencia o base de conocimiento del operario, esto es útil para emular el comportamiento humano con una máquina. Desde que Lotfi A. Zadeh desarrolló el concepto de lógica difusa, se ha trabajado en este tema, siendo Japón el principal centro de desarrollo, donde sus investigadores la han aplicado a diversos sistemas, principalmente electrodomésticos, sistemas más recientes están vinculados con la industria, la medicina y la actividad espacial [Zadeh y Kacprzyk, 1992].

La incorporación de la lógica difusa a los sistemas de control da lugar a lo que se

llama sistemas de control difuso. La idea es muy simple, se trata de determinar de manera lógica que se debe hacer para lograr los objetivos de control de la mejor manera posible a partir de una base de conocimiento proporcionada por un operador humano “Experto”. Sin esta base no es posible desarrollar un controlador que opere de forma correcta. Las bases para desarrollar un control con lógica difusa se muestran en Apéndice A.

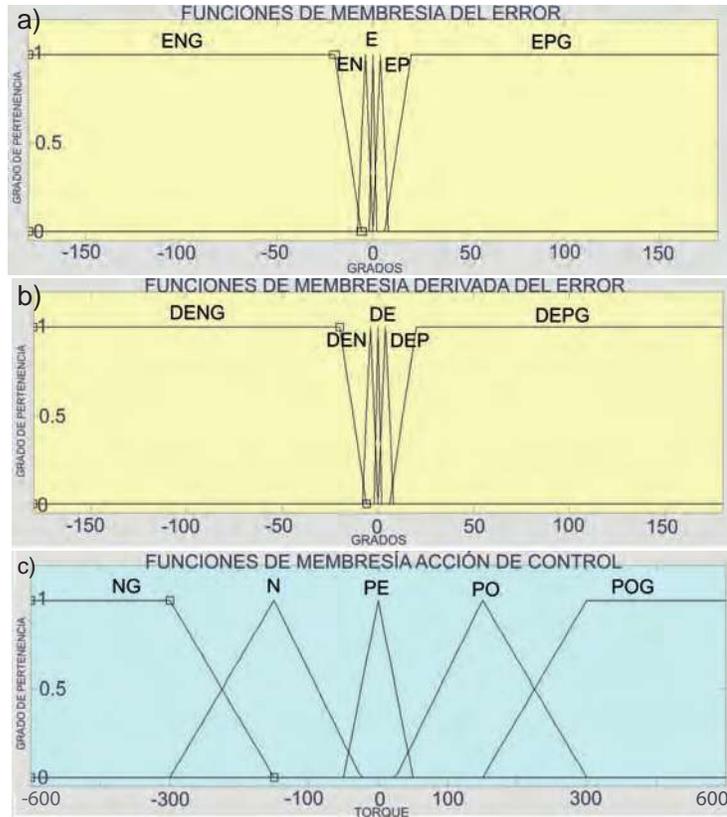


Figura 4.1: Conjunto de funciones de membresía para el control por lógica difusa. a) Funciones de membresía del error, b) Funciones de membresía de la derivada del error, c) Funciones de membresía de las acciones de control.

Una vez establecidos los conceptos básicos de la lógica difusa; se muestran las funciones de membresía utilizadas para desarrollar el control con lógica difusa de un exoesqueleto, para lo anterior se emplean 2 entradas, con las que se genera el conjunto difuso del error (E) Figura 4.1a y la derivada del error (DE) Figura 4.1b y una salida que proporciona el conjunto difuso de las acciones de control Figura 4.1c, asimismo obsérvese que el conjunto difuso del error y derivada del error comprenden un universo de discurso de -180 a 180 grados respectivamente, debido a que ninguna articulación puede rotar más de 180grados. Por parte de la acción de control se considera de -600 a 600

Nm correspondiente al par que es aplicado a cada articulación para producir el ángulo requerido.

Una vez generadas las funciones de membresía pertinentes para el sistema se requiere una base de reglas, la cual se desarrolla a base del conocimiento de un experto de la planta que se desea controlar. Ésta se puede apreciar en la Figura 4.2 donde se muestran las acciones de control a ejecutar.

| Der. Error \ Error | ENG | EN | E | EP | EPG |
|--------------------|-----|----|----|-----|-----|
| DENG | NG | NG | N | N | P |
| DEN | NG | N | N | P | PO |
| DE | N | N | P | PO | PO |
| DEP | N | P | PO | PO | POG |
| DEPG | P | P | PO | POG | POG |

Figura 4.2: Base de reglas para el control de un exoesqueleto.

De la Figura 4.2 se tiene como entradas la derivada del error, el error y como salida sus correspondientes funciones de membresía de la acción de control.

Donde para las funciones de membresía del error se tiene:

ENG=Error Negativo Grande

EN= Error Negativo.

E= Error.

EP= Error Positivo.

EPG= Error Positivo Grande.

Para las funciones de membresía de la derivada del error se tiene:

DENG=Derivada Error Negativo Grande

DEN= Derivada Error Negativo.

DE= Derivada Error.

DEP= Derivada Error Positivo.

DEPG= Derivada Error Positivo Grande.

Y para las funciones de membresía de la acción de control se tiene:

NG=Negativo Grande.

N=Negativo.

P=Pequeño.

PO= Positivo.

POG= Positivo Grande.

4.3. Control por Modos Deslizantes de primer orden

En el curso de la historia sobre la teoría de control automático, la investigación de sistemas con acciones de control discontinuo se ha mantenido en un aspecto relevante [Fridman, 2017]. Los sistemas que cuentan con una función de control de estado discontinuo, son llamados modos deslizantes. La acción de control del modo deslizante es equivalente a un interruptor (on/off) de alta frecuencia. El estudio de los modos deslizantes abarca una amplia extensión de áreas, desde problemas matemáticos, hasta aspectos en aplicaciones de la vida cotidiana. El control con modos deslizantes, tiene la capacidad de ser una herramienta eficiente, para el control complejo de alto orden de plantas dinámicas no lineales que operan bajo condiciones inciertas, un problema común para varios sistemas actuales. Esto explica el alto nivel de la actividad en la investigación del área durante las últimas dos décadas [Fridman, 2017], [Vadim Utkin, 1999].

El control por modos deslizantes consiste en definir una ley de control que conmuta a alta frecuencia la cual consigue llevar el estado del sistema a una superficie denominada superficie de deslizamiento y una vez en ella mantenerlo ante posibles perturbaciones externas [Muñoz y Gaviria, 2016]. La señal de control de los modos deslizantes de primer orden está definido por:

$$u = k_1 \text{sign}(s) \quad (4.1)$$

donde:

$$\text{sign}(s) = \begin{cases} 1 & \text{si } s > 0 \\ 0 & \text{si } s = 0 \\ -1 & \text{si } s < 0 \end{cases} \quad (4.2)$$

s =Superficie deslizante

k_1 =Ganancia

Para este sistema, la superficie deslizante seleccionada es $s = \theta_r - \theta$, es decir (superficie deslizante = ángulo de referencia - ángulo medido) el error de la posición angular, debido a que es la variable que se desea controlar.

La señal de control en modos deslizantes debe ser capaz de conmutar a una alta frecuencia de valores positivos a negativos, con la finalidad de que el sistema converja a la superficie deslizante seleccionada. Debido a esto se produce un efecto indeseado llamado “chattering”, es decir que las trayectorias en lugar de deslizarse, oscilan alrededor de la superficie de deslizamiento. La presencia de chattering puede excitar dinámicas no modeladas, las cuales pueden reducir la exactitud del control, introducir grandes pérdidas por calor en drivers de potencia, aparte de los problemas físicos en los dispositivos mecánicos [Muñoz y Gaviria, 2016].

Por lo tanto es necesario “suavizar” la señal de control discontinua, para obtener un punto de equilibrio entre la señal tolerada por los elementos físicos reales y la precisión requerida. Varios enfoques han sido propuestos para reducir el efecto del chattering, entre ellos el más conocido es la aplicación de la función saturación para el control de la ganancia cuando el sistema se encuentra cerca de la región de deslizamiento, con este enfoque se logra reducir el efecto del chattering pero existirá un error finito de régimen permanente [Muñoz y Gaviria, 2016], a pesar de esto se consigue que las dinámicas del sistema permanezcan en la superficie deslizante. Se debe mencionar que la superficie deslizante no depende de los parámetros de la planta ni perturbaciones. Y como ventaja se puede considerar insensibilidad a variaciones paramétricas o perturbaciones, por lo que es considerado un esquema de control robusto [Fridman, 2017]. Adicionalmente se considera un controlador universal aplicable, si el grado relativo es 1, es decir, si \dot{s} depende del control u y $\dot{s}_u \rightarrow 0$ [Fridman, 2017]. Debido a que el grado relativo presente en el sistema es 2, implica que no será posible la total eliminación del chattering, sin embargo si se verá una atenuación considerable, además de las posibles oscilaciones periódicas [Evangelista, 2012].

Entre las razones que han motivado la actividad de desarrollo de los modos deslizantes de orden superior, se pueden mencionar dos principales. Una de ellas corresponde a la atenuación del chattering característico de los modos deslizantes de primer orden, mientras que la segunda tiene que ver con disponer de métodos de control robustos para sistemas con salidas de grado relativo 2, perturbados y con incertidumbre [Evangelista, 2012].

4.4. Control por Modos Deslizantes de Orden Superior

Como se mencionó en la sección anterior, se sabe que el principal problema del control por modos deslizantes de primer orden, es el efecto del chattering. Para dar solución a este efecto indeseado, han surgido nuevas técnicas. La idea principal es cambiar la dinámica del control en una pequeña vecindad de la superficie deslizante, con el fin de evitar la discontinuidad real y al mismo tiempo preservar las propiedades principales de todo el sistema [Perruquetti Wilfrid, 2002].

Para este fin (reducir el chattering) se desarrollaron los modos deslizantes de orden superior. Generalizando el principio de modo deslizante y actuando sobre las derivadas temporales de orden superior de la desviación del sistema, adicionalmente partiendo de las restricciones impuestas por la influencia de la desviación de la primera derivada (como ocurre en modos deslizantes de primer orden). Con lo mencionado anteriormente se conservan las ventajas del enfoque original, y al mismo tiempo disminuye el efecto del chattering, proporcionando así una mayor precisión cuando el control es implementado.

El control por modos deslizantes de orden superior es realmente un movimiento sobre un conjunto discontinuo de un sistema dinámico entendido en el sentido de Filippov [Filippov, 1988]. El orden de los modos deslizantes caracteriza el grado de suavidad en la dinámica dentro de la vecindad de la superficie deslizante.

Por lo tanto, el n-ésimo orden del modo deslizante se determina por la igualdad mostrada en la Ecuación (4.3) formando una condición n-dimensional, sobre el estado del sistema dinámico. En los modos deslizantes de primer orden, sobre los cuales la mayoría de los sistemas de estructura variable están basados, se tiene que \dot{s} es discontinua. Mientras que los modos deslizantes de primer orden cuentan con convergencia en tiempo finito, la convergencia de los modos deslizantes de orden superior puede ser asintótica.

$$s = \frac{ds}{dt} = \frac{d^2s}{dt^2} = \dots = \frac{d^{(n-1)}s}{dt^{(n-1)}} = 0 \quad (4.3)$$

La realización del n-modo deslizante puede proporcionar hasta el n-ésimo orden de precisión de deslizamiento con respecto al intervalo de medición. El principal problema en la implementación de los modos deslizantes de orden superior, es que incrementan la demanda de información.

De manera general, cualquier controlador n-modo deslizante manteniendo $s = 0$ necesita que $s = \frac{ds}{dt} = \frac{d^2s}{dt^2} = \dots = \frac{d^{(n-1)}s}{dt^{(n-1)}} = 0$ estén disponibles. Una excepción es el llamado Super Twisting, un controlador de segundo orden, el cual sólo necesita mediciones de s [Vadim Utkin, 1999].

Por otro lado, un diferenciador robusto con convergencia en tiempo finito permite resolver de forma teórica el problema de encontrar las derivadas continuas de la superficie deslizante [Cuevas, 2013].

4.4.1. Twisting

Planteado lo anterior se emplea la técnica de twisting la cual es descrita por la Ecuación (4.4), donde se busca atenuar de mejor forma el efecto del chattering.

$$\dot{u} = \begin{cases} -u & |u| < \alpha \\ (-r_1 \text{sign}(s))(-r_2 \text{sign}(\dot{s})) & |u| \geq \alpha \end{cases} \quad (4.4)$$

Donde r_1 y r_2 son ganancias de control las cuales dependen del tipo de respuesta que se desee de la planta a controlar, s es la superficie deslizante.

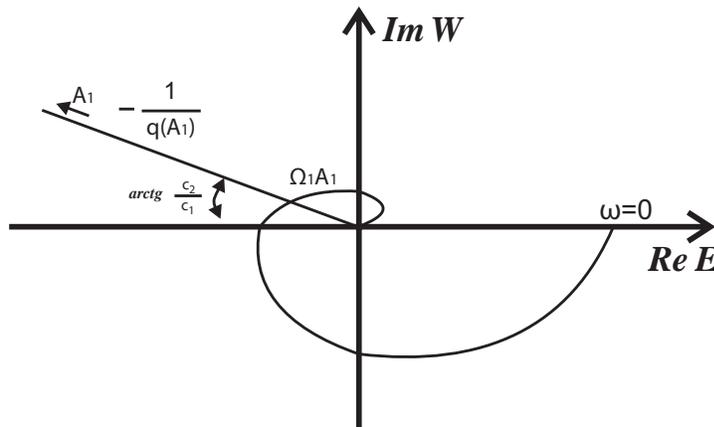


Figura 4.3: Control twisting (función descriptiva) [Vadim Utkin, 1999].

Para analizar el efecto del chattering se utiliza el método de la función descriptiva para determinar si el sistema en lazo cerrado presenta oscilaciones periódicas [Vadim Utkin, 1999].

Partiendo del análisis de la función descriptiva mostrado en la Figura 4.3 se tiene que si la planta tiene un grado relativo mayor a dos, pueden presentarse oscilaciones periódicas.

4.4.2. Supertwisting

De la misma forma se emplea la técnica de supertwisting la cual es descrita por la Ecuación (4.5), además se sabe que cuenta con estabilidad en tiempo finito.

$$\begin{aligned} u &= -\lambda|s|^{\frac{1}{2}}\text{sign}(s) + u_1 \\ \dot{u}_1 &= -\alpha\text{sign}(s) \end{aligned} \quad (4.5)$$

Donde α y λ son ganancias de control, s es la superficie deslizante.

El análisis de estabilidad del controlador (4.5), se presenta en [Moreno y Osorio, 2008]. Además se analiza el efecto del chattering con sistemas de grado mayor a uno utilizando el método de la función descriptiva para determinar si el sistema en lazo cerrado presenta oscilaciones periódicas [Vadim Utkin, 1999].

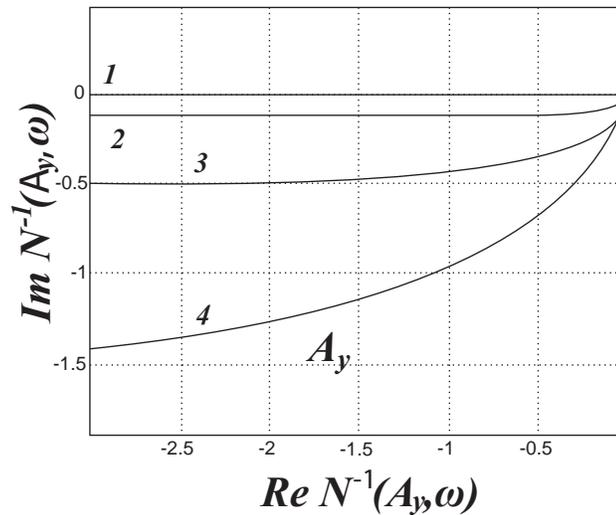


Figura 4.4: Controlador supertwisting (función descriptiva) [Vadim Utkin, 1999].

Analizando la función descriptiva mostrada en la Figura 4.4 se tiene que si la planta tiene un grado relativo mayor a uno, pueden presentarse oscilaciones periódicas. Por lo tanto debido a que el sistema presentado en esta tesis es de grado relativo dos, es posible que se presenten oscilaciones periódicas en la respuesta del sistema.

4.5. Simulación

Una vez definidas las técnicas de control a implementar, se desarrolla en el programa Matlab™ Simulink una simulación, la cual permite observar el comportamiento del sistema (ver Figura 4.5). En la diagrama de simulación de la Figura 4.5 se aprecia de

manera general los lazos de control, empleando las siguientes técnicas de avanzadas de control: lógica difusa, modos deslizantes de primer orden, modos deslizantes de orden superior twisting y supertwisting.

Cada técnica cuenta con su propio lazo de control cerrado, iniciando con los valores de referencia (en grados), seguido por un bloque que realiza la conversión de grados a radianes (variable con la que trabaja el sistema), seguido de un bloque de control en serie con el sistema (planta a controlar “exoesqueleto”) y finalmente una conversión de radianes a grados propiamente realizada para realizar la interpretación de resultados. Los parámetros utilizados para la simulación se muestran en el apéndice B.

En la Figura 4.6 se observa el modelo equivalente desarrollado en Simulink de la Figura 2.4, del modelo dinámico del exoesqueleto. Este modelo representa el bloque denotado como 5 en el esquema de simulación de la Figura 4.5.

Como señal de referencia en la simulación mostrada de la Figura 4.5, se emplean los polinomios obtenidos en el Capítulo 3. Los parámetros utilizados son tomados a partir del exoesqueleto “sistema real”, (torque máximo, factor de reducción, masa de los eslabones, longitud de los eslabones y centro de masa (ver apéndice B)).

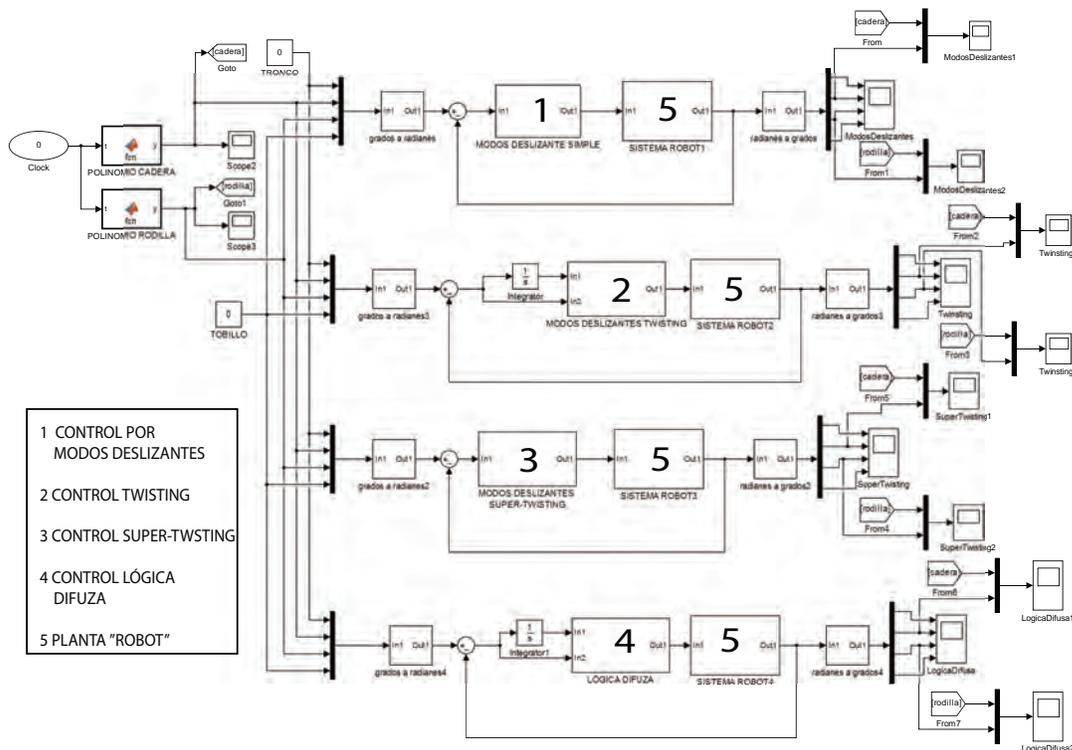


Figura 4.5: Simulación desarrolla en Matlab™ Simulink, empleando técnicas avanzadas de control.

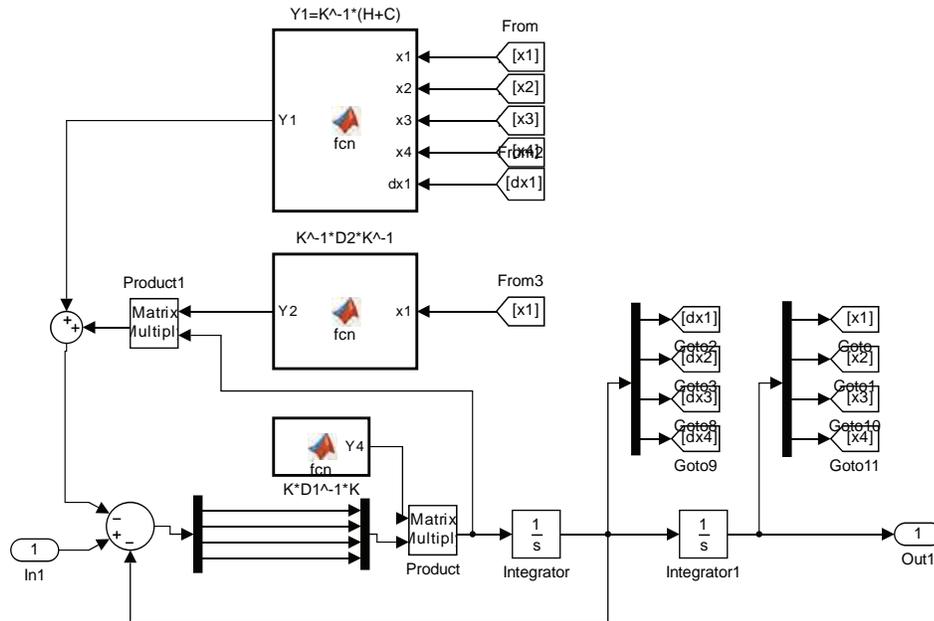


Figura 4.6: Representación en bloques del modelo del exoesqueleto.

A continuación se muestran los resultados de las articulaciones “cadera y rodilla” durante el ciclo de marcha, debido a que son éstas articulaciones las que cuentan con actuadores activos y en las cuales se efectúa la ley de control. De manera tal que la articulación del tobillo es útil como auxiliar durante la fase de apoyo para realizar el movimiento de flexión y extensión, por esta razón solo emplea un actuador pasivo. Las ganancias para desarrollar las simulaciones, han sido seleccionadas en base a la ganancia mayor que puede ser utilizada en la implementación de los sistemas reales (255 debido a que se emplean 8 bits), es decir $r_1 = 255$, $r_2 = 255$, $\lambda = 255$ y $\alpha = 255$.

4.5.1. Resultados de Simulación, Control con Lógica Difusa

De las Figuras 4.7 y 4.8 se observa que el control con lógica difusa tiene un comportamiento bastante suave a lo largo de la trayectoria a seguir. Sin embargo, con los parámetros establecidos en el sistema no logra alcanzar de manera correcta la trayectoria, dado que la base de reglas y funciones de membresía utilizadas se desarrollaron empleando parámetros calculados para una persona de 1.65m. y torque en actuadores diferente (1000N), por lo que se aprecia que esta técnica de control no es robusta ante variaciones paramétricas.

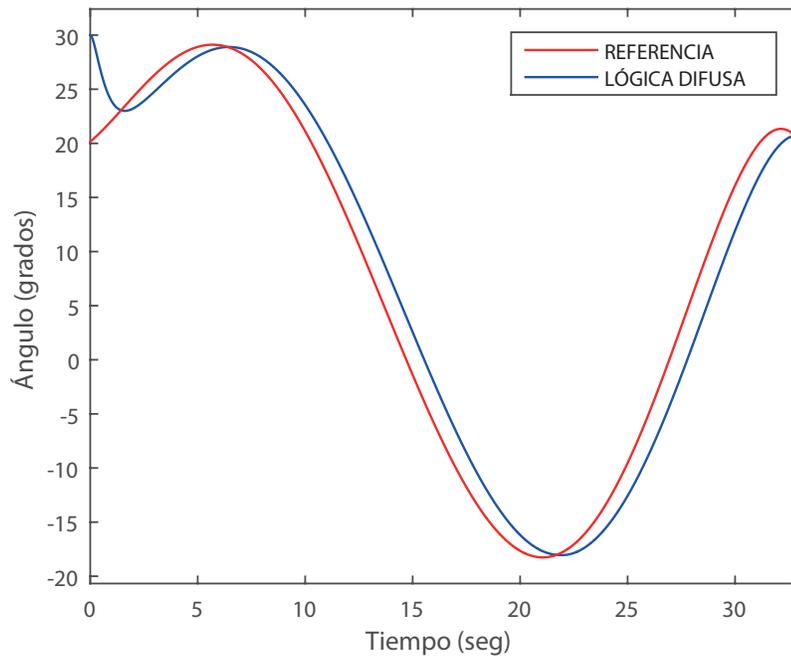


Figura 4.7: Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera.

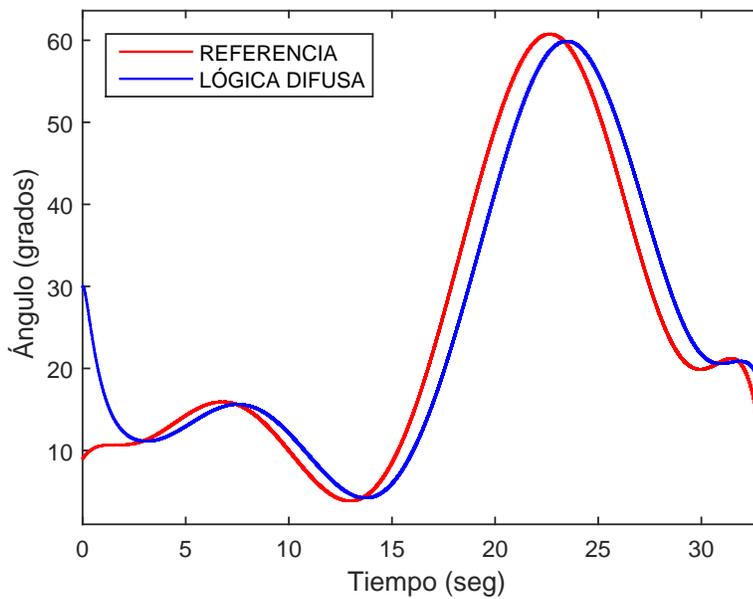


Figura 4.8: Comportamiento de la articulación correspondiente a la rodilla.

4.5.2. Resultados de Simulación, Control con Modos Deslizantes de Primer Orden

Empleando la técnica de control modos deslizantes de primer orden mostrado en las Figuras 4.9 y 4.10 (cadera y rodilla respectivamente) se observa la señal de alta frecuencia (chattering) durante el seguimiento. Esto debido a lo comentado anteriormente. Además el seguimiento se realiza de una manera más precisa tanto en articulación de la cadera como de la rodilla con respecto al realizado con el control con lógica difusa respectivamente.

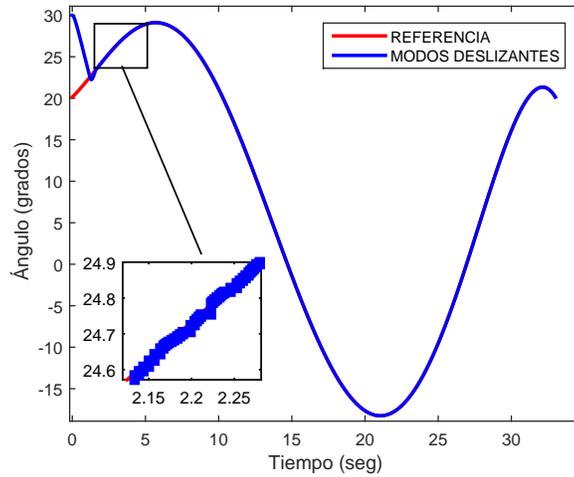


Figura 4.9: Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera.

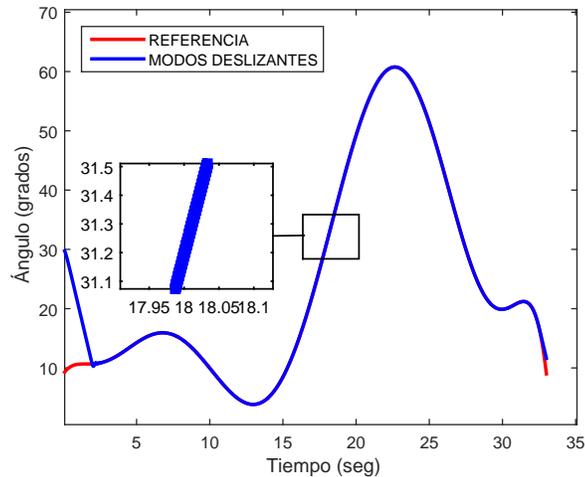


Figura 4.10: Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera a la rodilla.

4.5.3. Resultados de Simulación, Control con Modos Deslizantes de Orden Superior “Twisting”

Empleando la técnica de control modos deslizantes de orden superior “twisting” mostrado en las Figuras 4.11 y 4.12 (cadera y rodilla respectivamente) se observa un seguimiento correcto de la referencia para ambos casos y una reducción en la amplitud del efecto del chattering. Esto debido a que el orden del controlador se ha incrementado (orden 2). Adicionalmente se aprecia un tiempo de respuesta ligeramente más rápido, con respecto al control con modos deslizantes de primer orden.

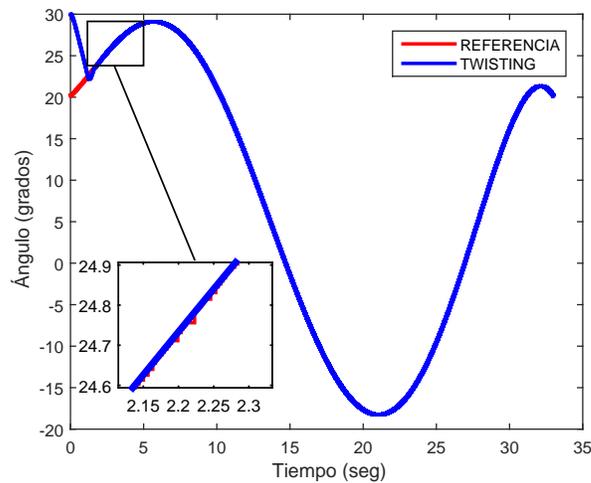


Figura 4.11: Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera.

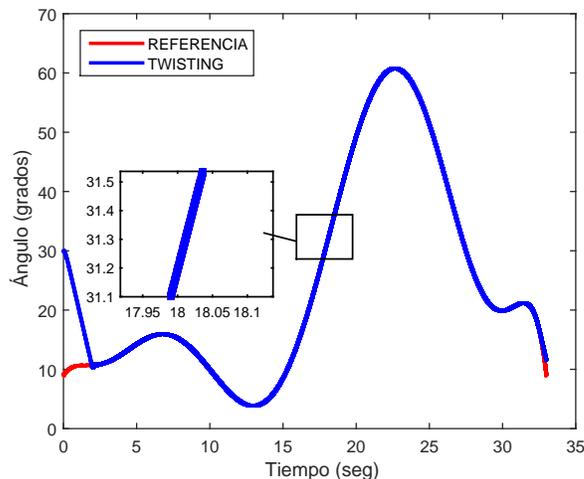


Figura 4.12: Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera a la rodilla

4.5.4. Resultados de Simulación Empleando Modos Deslizantes de Orden Superior “SuperTwisting”

Empleando la técnica de control modos deslizantes de orden superior “supertwisting” aplicado a las articulaciones de la cadera y rodilla (Figuras 4.13 y 4.14). Principalmente se aprecia una respuesta considerablemente más rápida con respecto al control con modos deslizantes de primer orden, adicionalmente se observa un seguimiento de trayectoria más suave (casi continuo) para ambas articulaciones casos debido a que se atenúa en el efecto de chattering.

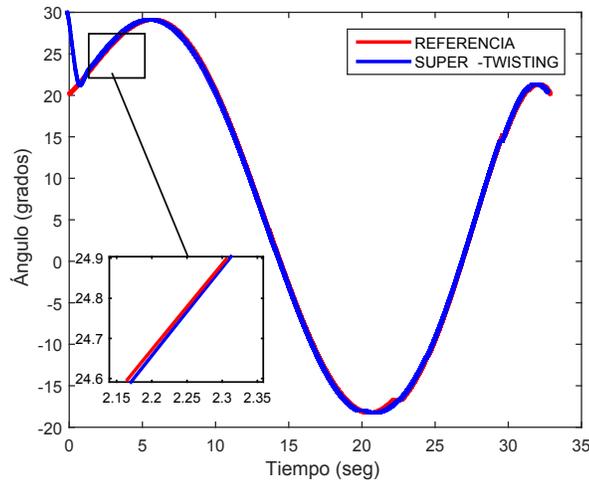


Figura 4.13: Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera.

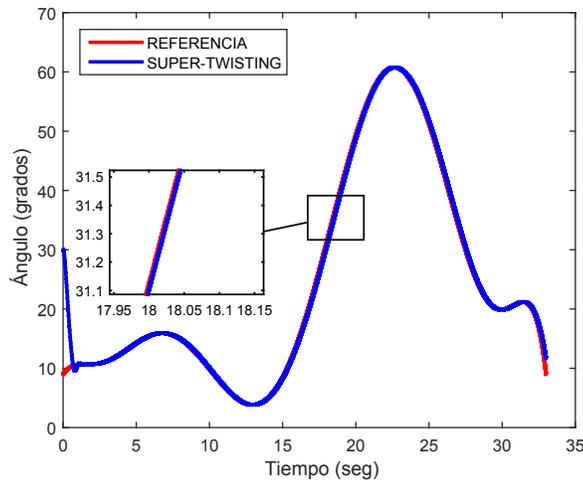


Figura 4.14: Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera a la rodilla.

4.5.5. Discusión

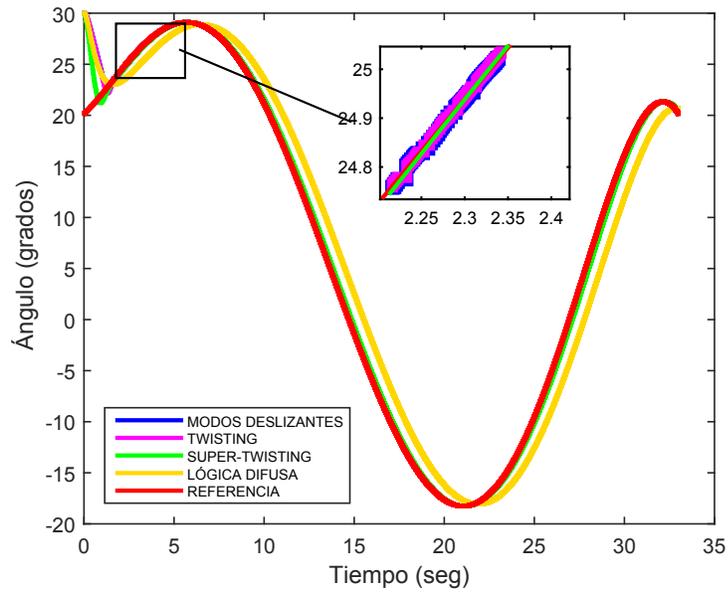


Figura 4.15: Comportamiento de la articulación correspondiente a la cadera.

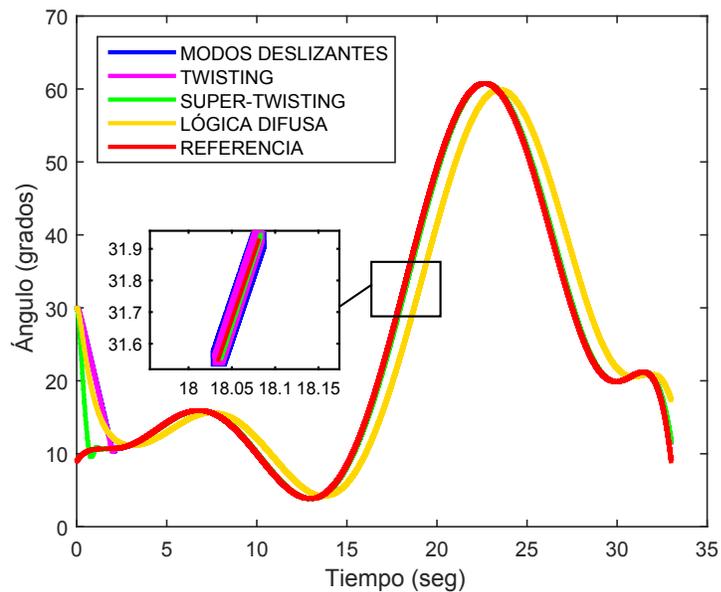


Figura 4.16: Comportamiento de la articulación correspondiente a la rodilla.

Las Figuras 4.15 y 4.16 muestran una comparación de la respuesta obtenida con las técnicas de control utilizadas. Se aprecia principalmente que el desempeño del controlador difuso es menor que el de la técnica de control por modos deslizantes, obsérvese que el controlador con lógica difusa presenta un erro de seguimiento mayor, tal que en el recuadro con aumento, no es posible su visualización, a pesar de ser una respuesta suave sin los efectos del chattering, la respuesta no es la deseada. Esto debido a que la técnica de control con lógica difusa está catalogada como una técnica de control que no es robusta ante variaciones paramétricas. Para las técnicas de control con modos deslizantes se aprecia una ligera diferencia entre la técnica de modos deslizantes de primer orden y twisting. La técnica de control con mejor desempeño es el control por modos deslizantes de orden superior “supertwisting”, la cual presenta una respuesta principalmente más rápida y suave, el efecto de chattering disminuye considerablemente, con lo que obtendrá una ventaja en los elementos físicos al momento que el exoesqueleto sea implementado, ya que presentaran menos perdida en disipación de calor los elementos de potencia, y los elementos mecánicos sufrirán un estrés menor.

4.6. Conclusiones

En este capítulo se presentaron 4 técnicas de control no convencional (lógica difusa, modos deslizantes de primer orden y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”), se comparó el desempeño de cada técnica empleando parámetros reales del prototipo construido a modo que los resultados aquí obtenidos puedan ser comparados con las pruebas en el sistema real.

Con respecto al controlador por lógica difusa se ha decidido descartarlo para implementación debido a la respuesta obtenida y a la carga computacional considerable a implementar en el microcontrolador.

Capítulo 5

Implementación, Pruebas y Resultados (Sistema Real y a Escala)

5.1. Introducción

En este capítulo se muestran las pruebas y los resultados obtenidos en el exoesqueleto real y a escala, donde se comprueban las diferentes técnicas de control mostradas en el capítulo anterior. El sistema real (prototipo) está diseñado para una persona de estatura de 1.55m. Dicho prototipo es construido para validar el modelo matemático así como la ley de control. Se mencionan las complicaciones de la construcción del sistema real, así como las referentes a la implementación de la ley de control con modos deslizantes en sistemas reales.

5.2. Descripción de los Sistemas

El sistema a escala es un prototipo construido a base de servomotores (dos por pierna) a los cuales se les realiza una modificación, con el objetivo de acceder a su sensor interno de posición. Esto con la finalidad de cerrar el lazo de control mediante el microcontrolador utilizado (Atmega-328), y no mediante la tarjeta de control de posición interna.

Su estructura está construida a base de aluminio como lo muestra la Figura 5.1a, tiene una altura de 0.2m, el troque máximo de los servomotores es de 10kg/cm y una velocidad angular máxima de 300 grados/segundo.

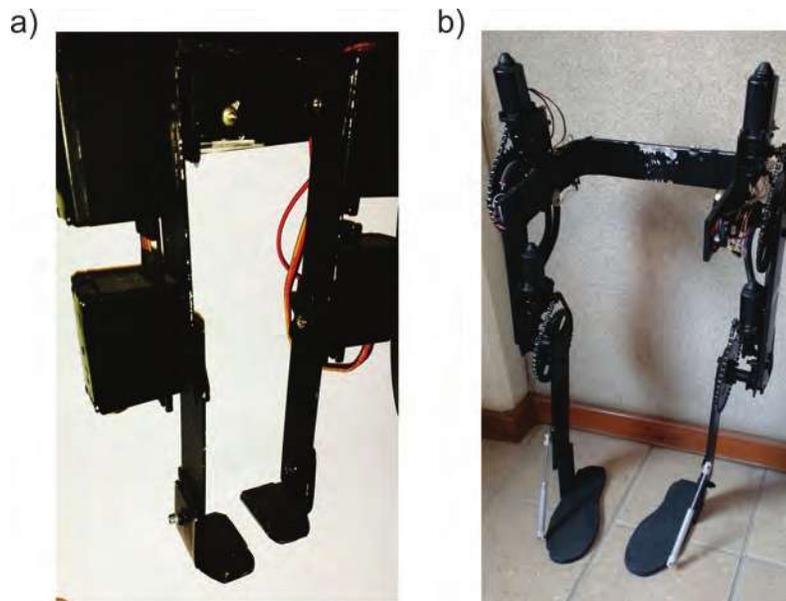


Figura 5.1: Sistemas del los exoesqueletos a) tamaño escala, b) tamaño real.

Por otra parte el sistema real mostrado en la Figura 5.1b, está construido en base a motores de CD, acoplados a una caja reductora interna y esta a su vez a una reducción adicional acoplada mediante una cadena, esto con la finalidad de obtener el máximo torque. Para tener una estimación del torque final proporcionado por la transmisión diseñada, se realiza una prueba sin carga para conocer las revoluciones por minuto (rpm) que otorga el motor de CD al voltaje nominal marcado (12v); el resultado obtenido es de 2100 rpm, teniendo en cuenta que el factor de reducción total de la transmisión diseñada es de 406:1, se obtienen 5rpm en el tren final de reducción, lo que equivale a una velocidad angular de 30 grados/segundo. Además conociendo que el torque nominal de motor de CD es de 1.5Nm, se produce un aproximado de 609Nm con la transmisión diseñada, suficiente para mover a una persona de talla pequeña (1m-1.55m).

5.3. Pruebas y Resultados en el Sistema a Escala

En esta sección se muestran los resultados obtenidos de la implementación del control por modos deslizantes de primer orden, twisting y supertwisting. Se analizan las respuestas obtenidas en cada articulación, así como el desempeño de cada controlador. En la Figura 5.2 se muestra el comportamiento de la dinámica de marcha aplicado a los 4 grados de libertad, donde se aprecia el ciclo de marcha analizado en Capítulo 3.

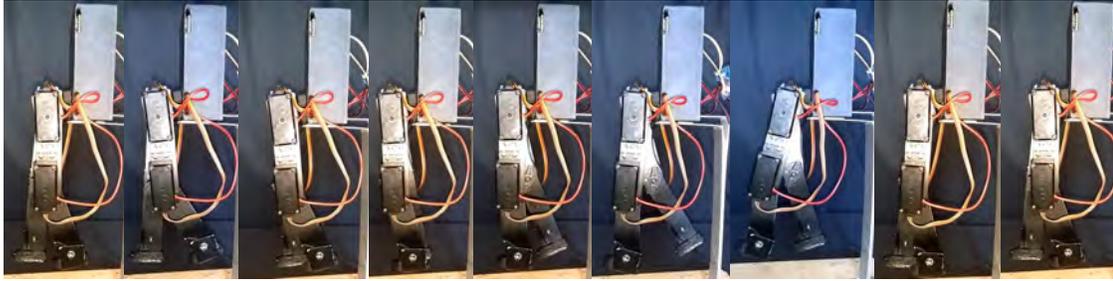


Figura 5.2: Marcha en exoesqueleto a escala.

Para la obtención de la posición angular de los servomotores se emplea el preset interno de estos, el cual tiene un comportamiento lineal y está representado por:

$$grados = (187.5 * adc) - 132 \quad (5.1)$$

Donde:

adc = valor obtenido del convertidor analógico digital del micro controlador (10 bits),
 $grados$ = posición angular.

De acuerdo con (4.1) se requiere una ganancia k_1 para la implementación del control por modos deslizantes de primer orden, esta ganancia ha sido seleccionada lo más grande posible para asegurar que la respuesta del sistema converja hacia la superficie de deslizamiento. Debido a que la variable de control para el servomotor emplea 8 bits, se tiene que la máxima ganancia que puede ser utilizada en el controlador es de 255.

La velocidad angular de los resultados mostrados se ha limitado a la velocidad angular máxima posible por el sistema del exoesqueleto real, la cual es de 30 grados/segundo. Esto con la finalidad de poder comparar la respuesta del controlador de un modelo a otro. Cabe resaltar que se realizaron pruebas iniciales con la velocidad angular máxima (300 grados/segundo) de los servomotores y se obtuvieron resultados muy similares. Es decir quitando la restricción de actualización de referencia acorde con la velocidad angular del sistema real, se realiza la prueba a manera tal que el 100% del ciclo de marcha tiene una duración de 1 seg.

Nota: Téngase en cuenta que por el rango de movimiento del sensor de posición de los servomotores descrito por (5.1), cuando estos se encuentran des-energizados el dato adquirido será un ángulo negativo el cual no corresponde con la posición articular real, esta lectura será válida hasta que los servomotores se encuentren energizados, además debido a que cada contro-

lador es probado en forma independiente se dificulta hacer coincidir cada caso con misma condición inicial y tiempo de adquisición iguales, dicho fenómeno se muestra en las siguientes Figuras.

5.3.1. Resultados de Pruebas en Cadera Derecha

A continuación se muestran los resultados obtenidos aplicando 3 técnicas de control: modos deslizantes de primer orden, twisting y supertwisting, siendo esta última la que muestra una mejor respuesta como se aprecia en la Figura 5.3. Cabe resaltar que la primer lectura de datos corresponde a los motores des-energizados, la cual comienza con un ángulo negativo, esto debido lo mencionado anteriormente. Además se están mostrado tres pruebas, debido a esto los tiempos de inicio en la adquisición de datos no son iguales, de la misma forma que las condiciones iniciales, por esta razón se dificulta comparar el tiempo de respuesta.

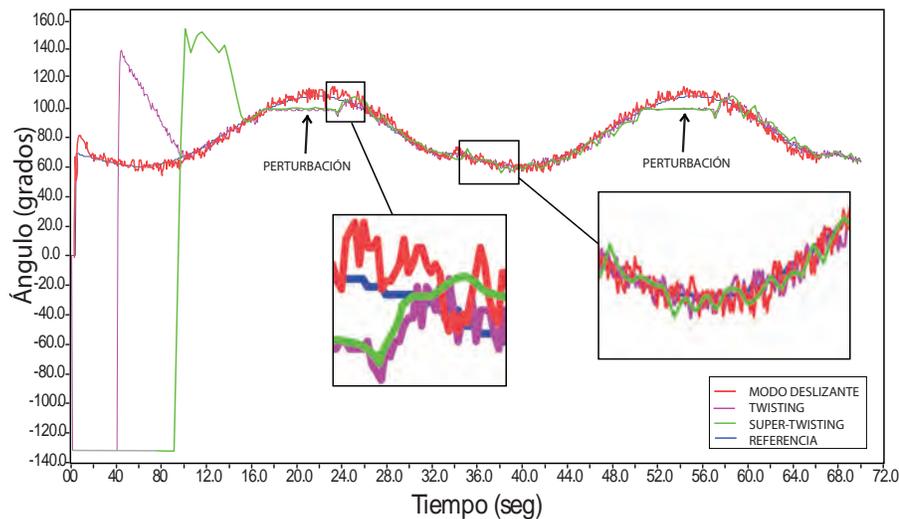
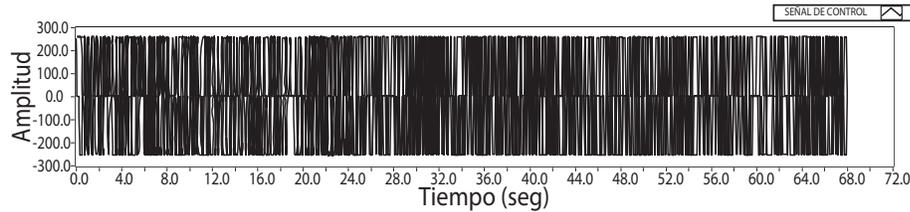


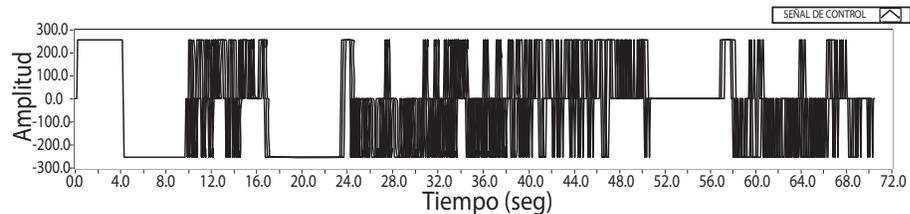
Figura 5.3: Posición angular en cadera derecha empleando seguimiento con diferentes técnicas de control (modos deslizantes de primer orden y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”).

Continuando con el análisis de la Figura 5.3 pero ahora observando el comportamiento del control twisting y supertwisting, se puede apreciar en el seguimiento empleando twisting, aún existe un pequeño efecto de chattering, el cual se disminuye un poco más cuando se emplea supertwisting. Además se simula una perturbación (se puede interpretar como falla en la energía de los motores) en la entrada del sistema, donde se desacopla el control (se abre el lazo de control) y se mantiene el último dato de posición angular, esta perturbación se realiza del 50 % al 70 % del ciclo de marcha, des-

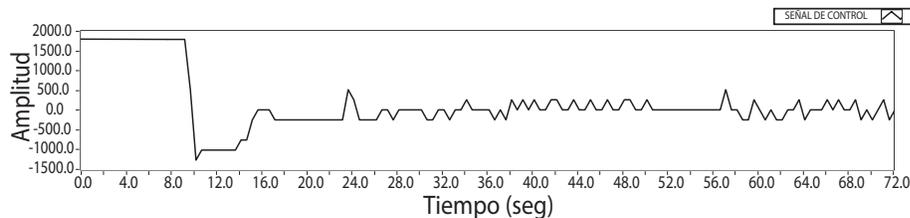
pués continua acoplando el control. Como se aprecia al acoplar nuevamente el control el seguimiento se realiza de manera correcta observando una respuesta ligeramente más rápida empleando supertwisting.



(a) Señal de control empleando modos deslizantes de primer orden.



(b) Señal de control empleando control con modos deslizantes de orden superior twisting

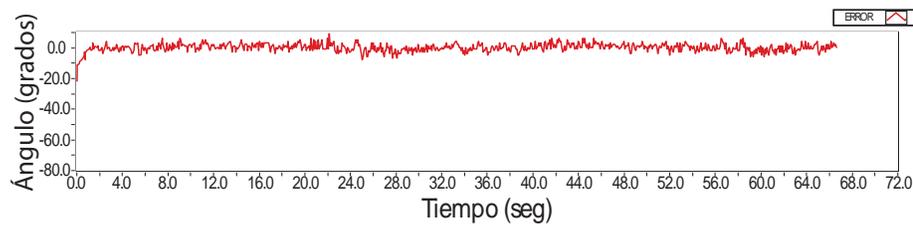


(c) Señal de control empleando control con modos deslizantes de orden superior supertwisting.

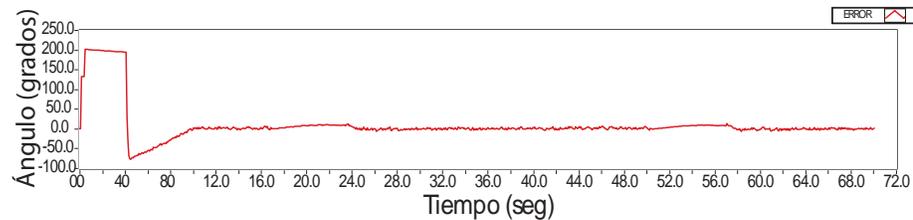
Figura 5.4: Señales de control en la articulación “cadera derecha” con modos deslizantes: a) de primer orden, b) de orden superior “twisting”, c) de orden superior “supertwisting”.

Analizando la señal de seguimiento de trayectoria empleando modos deslizantes de primer orden se puede observar que contiene el ya mencionado efecto de chattering, ocasionado por la señal de control mostrada en la Figura 5.4a, en la que se observa que el controlador está oscilando a alta frecuencia, típico de este clase de controlador.

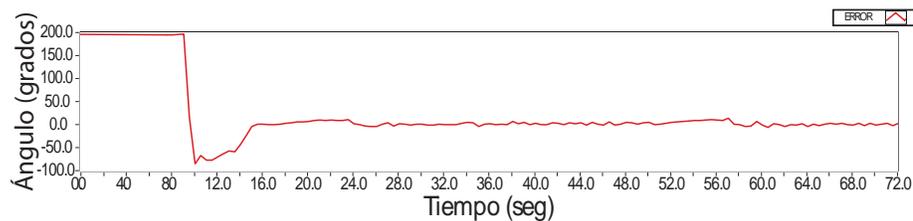
Nótese en las Figuras 5.4b y 5.4c, las señales correspondientes de control para twisting y supertwisting respectivamente, siendo esta última una señal diferente en la cual ya no se observa oscilación de alta frecuencia, esto principalmente por la componente integral en este controlador, con lo que se obtiene una señal continua y no una oscilante de alta frecuencia.



(a) Superficie deslizante con modos deslizantes de primer orden.



(b) Superficie deslizante con modos deslizantes de orden superior twisting



(c) Superficie deslizante con modos deslizantes de orden superior supertwisting

Figura 5.5: Señales de la superficie deslizante, en articulación “cadera derecha” empleando control con modos deslizantes: a) de primer orden, b) de orden superior “twisting”, c) de orden superior “supertwisting”..

Adicionalmente en la Figura 5.5 se muestran las señales de la superficie deslizante, correspondiente a cada técnica de control implementada. Nótese que cada controlador trata de llevar a cero las señales de error en todos los casos, es decir $s \rightarrow 0$, apreciándose la disminución del efecto de chattering correspondiente a medida que se incrementa el orden del controlador.

5.3.2. Resultados de Pruebas en Cadera Izquierda

En la Figura 5.6 se presentan los resultados obtenidos para la articulación de la cadera izquierda. Es importante resaltar que al inicio se muestra el mismo efecto que en la Figura 5.3 con respecto en la posición angular inicial (comienza en -132°). Se puede apreciar el seguimiento empleando modos deslizantes de primer orden, el cual tiene un buen desempeño, sin embargo se tiene el efecto de chattering. Analizando la perturbación aplicada en el sistema del 50 % al 70 % del ciclo de marcha periodo en el que se desacopla y acopla el controlador. La técnica de control twisting presenta una disminución del chattering en comparación con la de primer orden. Adicionalmente, la

técnica de supertwisting muestra una reducción del chattering, lo cual es el resultado esperado. Además debido a que esta perturbación se aplica durante el mismo periodo para ambos controladores (twisting y supertwisting), se puede realizar una pequeña comparación en el tiempo de respuesta, a manera que el control con modos deslizante de orden superior “supertwisting” muestra una respuesta más rápida.

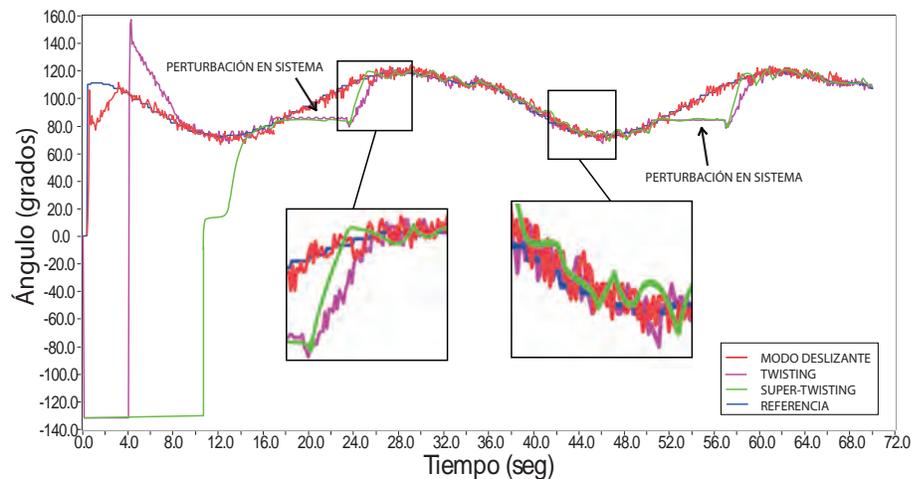


Figura 5.6: Posición angular en cadera izquierda empleando seguimiento con diferentes técnicas de control (modos deslizantes de primer orden y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”).

5.3.3. Resultados de Pruebas en Rodilla Derecha

Analizando los resultados obtenidos en la Figura 5.7. Primeramente cabe resaltar, que la señal de referencia se encuentra en “espejo invertida” con respecto al polinomio mostrado en (3.1) (se multiplica por signo negativo y se itera en decremento), esto en consecuencia de la posición física del servomotor en la estructura del exoesqueleto a escala. Además se observa el seguimiento empleando las técnicas de modos deslizantes de primer orden, y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”. La primera técnica muestra el característico efecto de chattering durante el seguimiento y de las dos últimas técnicas atenúan dicho efecto en el orden mencionado. Además al presentarse la perturbación aplicada en el sistema del 50 % al 70 % del ciclo de marcha periodo, el control con modos deslizante de orden superior “supertwisting” muestra una respuesta más rápida.

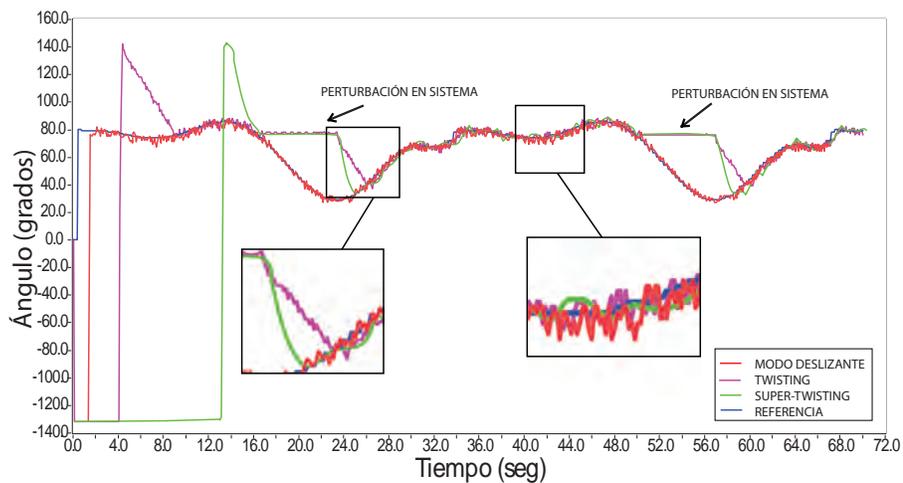


Figura 5.7: Posición angular en rodilla derecha empleando seguimiento con diferentes técnicas de control (modos deslizantes de primer orden y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”).

5.3.4. Resultados de Pruebas en Rodilla Izquierda

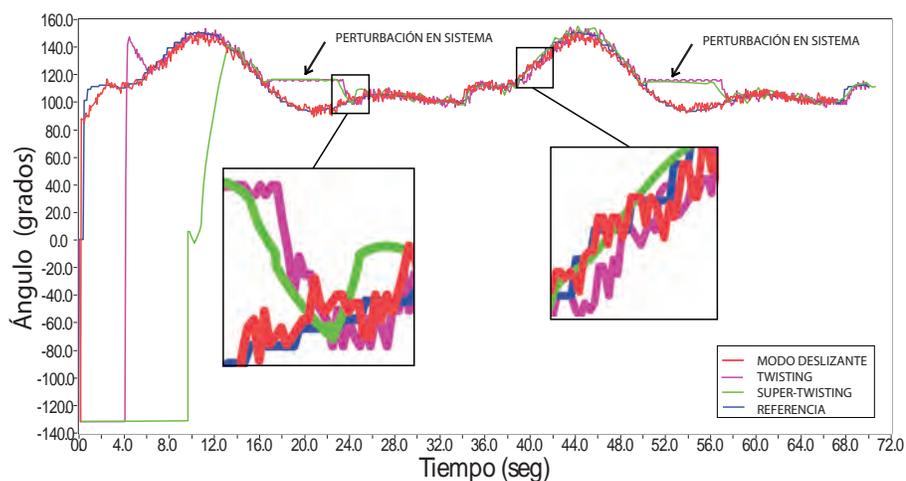


Figura 5.8: Posición angular en rodilla izquierda empleando seguimiento con diferentes técnicas de control (modos deslizantes de primer orden y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”).

En la Figura 5.8 se muestran los resultados de la posición angular para la articulación de la rodilla izquierda. Al igual que con la articulación de la rodilla derecha, en ésta se observa que el efecto del chattering disminuye completamente cuando se utiliza la técnica de control supertwisting, y se hace más presente para la prueba que se realiza usando el control de primer orden. Cabe resaltar que a pesar de que la señal de control conmute a un alta frecuencia, los actuadores no lo pueden realizar a la misma frecuencia por esta razón se observa una oscilación de frecuencia menor. Analizando las técnicas de

control twisting y supertwisting se aprecia que se reducen el efecto de chattering. En la Figura 5.3, al igual que en las articulaciones anteriores, se introduce una perturbación con las mismas características y condiciones. Se puede observar cómo se tiene una respuesta más rápida (en comparación con las otras dos) cuando se utiliza la técnica de control supertwisting. Al igual que con la articulación de la cadera izquierda, para este caso la señal de referencia es manipulada debido a la posición física del servomotor.

5.4. Pruebas y Resultados en el Sistema Real

En esta sección se muestran los resultados obtenidos de la implementación del control por modos deslizantes de primer orden, twisting y supertwisting, se analizan los resultados de cada articulación, la respuesta del controlador y los problemas mecánicos presentes en el modelo.

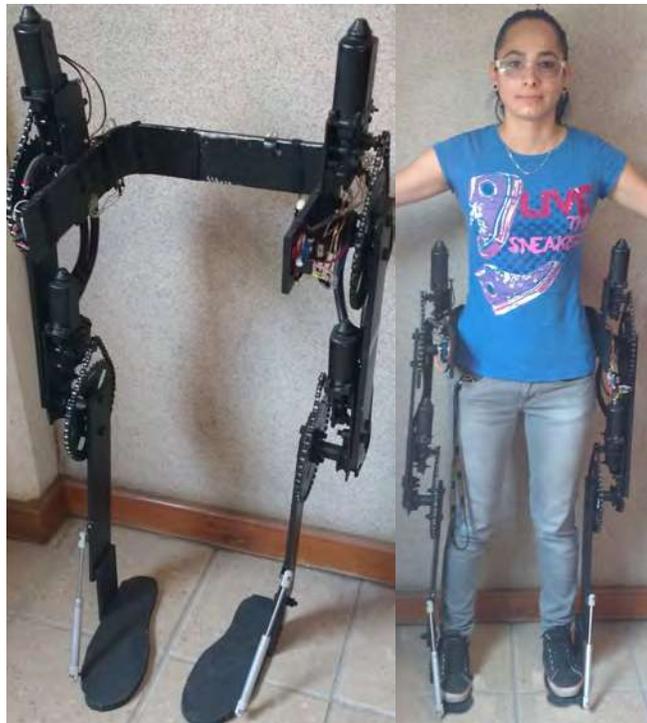


Figura 5.9: Exoesqueleto en escala real.

El sistema del exoesqueleto real se puede apreciar en la Figura 5.9. Adicionalmente el comportamiento de la dinámica de marcha en el sistema, se observa en la Figura 5.10, donde se aprecia el desarrollo de la dinámica del ciclo de marcha en cada de una de las piernas, con respecto a las fases descritas en el Capítulo 3.

Las características del prototipo desarrollado son las siguientes:

- La caja reductora interna está compuesta por un sinfín y un engrane con una relación de reducción 58:1, con lo cual se tiene como principal ventaja que sea un mecanismo no reversible, es decir se puede mantener la posición angular sin consumo de energía. Adicional a esto se construye una transmisión con factor de reducción 7:1 con lo que se consigue un factor de reducción total de 406:1.
- Debido a que se desconoce el consumo de corriente máxima de los motores de CD, se realiza la prueba de rotor bloqueado para medir la máxima corriente de consumo de estos motores, la cual es de 15A, con lo que se puede realizar una estimación de consumo durante el ciclo de marcha.
- Para el manejo de los motores de CD se emplea un puente H de baja potencia comercialmente conocido (L298) el cual se usa como preamplificador para el puente H de potencia (desarrollado con mosfets).
- El armazón es construido con aluminio por sus cualidades de ligereza y rigidez, cualidades necesarias para el fin propuesto.
- En la parte de la articulación del tobillo se emplea un pistón de retroceso el cual cede durante la fase de apoyo “extensión y flexión” y recupera su posición al requerirlo.

Para la obtención de la posición angular de las articulaciones se emplea un potenciómetro lineal, el cual se calibra de forma que en su punto medio sea la referencia a 90°. En la Ecuación (5.2) se aprecia el comportamiento del sensor de posición angular.

$$grados = (56.25 * adc) - 50.62 \quad (5.2)$$

Donde:

adc = valor obtenido del convertidor analógico digital del microcontrolador (10 bits)

$grados$ = posición angular.

Nota: debido a que cada controlador es probado en forma independiente se dificulta hacer coincidir cada caso con la misma condición inicial y tiempo de adquisición, dicho fenómeno se muestra en las siguientes figuras de resultados obtenidos. Además para este caso las ganancias de control son diferentes a las empleadas en simulación y en el sistema a escala, debido a la excitación de dinámicas no modeladas, presentes por el juego mecánico, por esta razón se emplearon ganancias más pequeñas a manera de

minimizar dichas dinámicas no presentes en el modelo. Las ganancias utilizadas para el control del sistema real son $r_1 = 60$, $r_2 = 60$, $\lambda = 60$ y $\alpha = 60$.



(a) Prueba de marcha en pierna derecha de exoesqueleto tamaño real.



(b) Prueba de marcha en pierna izquierda de exoesqueleto tamaño real.

Figura 5.10: Marcha en exoesqueleto sistema real, a) pierna derecha, b) pierna izquierda.

5.4.1. Resultados en Cadera Izquierda

En la Figura 5.11 se muestran los resultados obtenidos aplicando 3 técnicas de control, modos deslizantes de primer orden y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”. Los mejores resultados han sido obtenidos al implementar la ley de control con supertwisting, en base al seguimiento más suave y tiempo de respuesta menor. Analizando la señal de seguimiento de trayectoria empleando modos deslizantes de primer orden se puede observar la presencia de chattering propiamente por la señal de control “oscilante de alta frecuencia” mostrada en la Figura 5.12a.

Analizando el comportamiento del control twisting y supertwisting, se puede apreciar que empleando la técnica de control twisting hay una disminución del efecto de chattering el cual es atenuado cuando se implementa la técnica de control supertwisting, sin embargo, se presentan pequeñas oscilaciones debido a juego mecánico en el tren reductor final, aun con esto, se aprecia la diferencia entre cada técnica de control implementada. La técnica de control con un comportamiento más estable y con respuesta más rápida, es el supertwisting, el cual muestra un comportamiento similar en el sistema a escala.

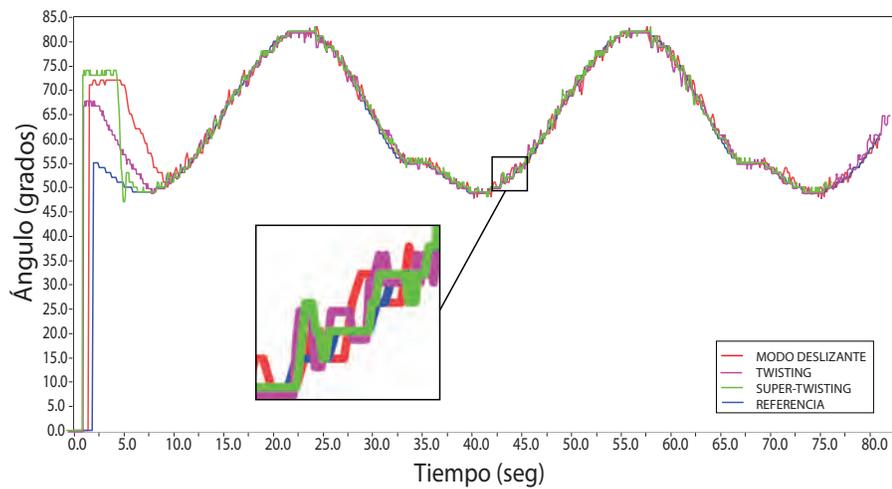
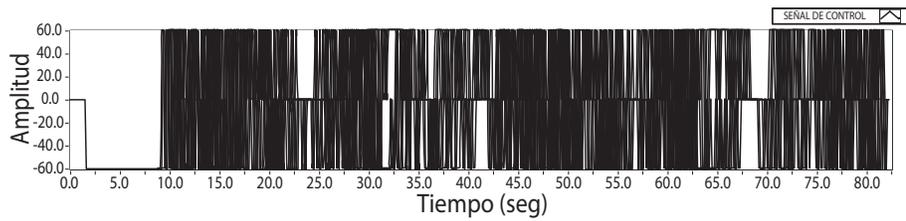
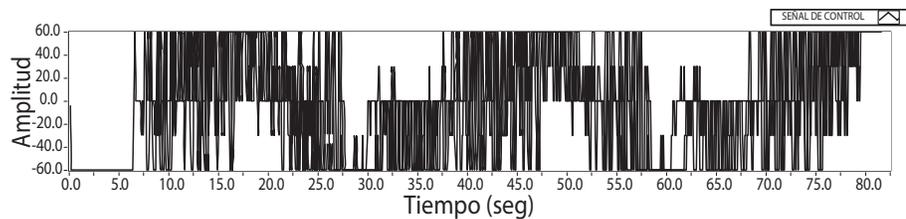


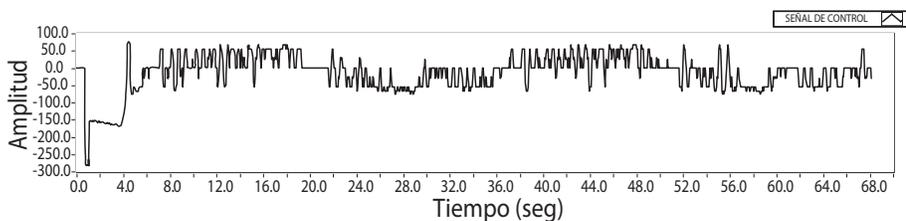
Figura 5.11: Posición angular en cadera izquierda empleando seguimiento con diferentes técnicas de control (modos deslizantes de primer orden y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”).



(a) Señal de control empleando modos deslizantes de primer orden.



(b) Señal de control empleando control con modos deslizantes de orden superior twisting.



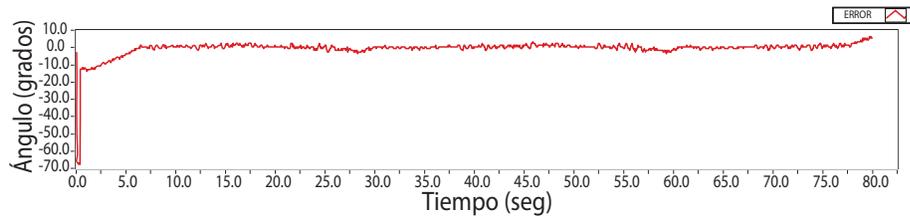
(c) Señal de control empleando control con modos deslizantes de orden superior supertwisting.

Figura 5.12: Señales de control en la articulación “cadera izquierda” con modos deslizantes: a) de primer orden, b) de orden superior “twisting”, c) de orden superior “supertwisting”.

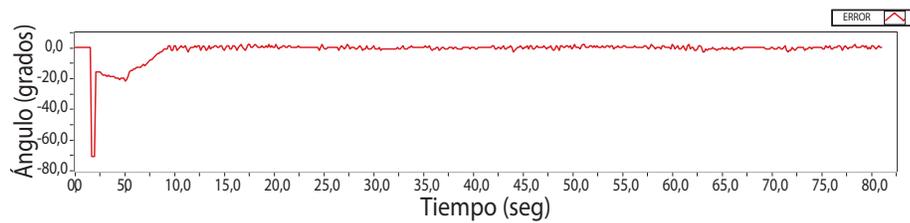
Las Figuras 5.12b y 5.12c muestran el comportamiento del controlador con modos deslizantes de orden superior twisting y supertwisting respectivamente donde se aprecia una señal oscilante de alta frecuencia y una continua respectivamente para cada controlador. Además si se realiza una comparativa entre las Figuras 5.4c y 5.12c, en ésta última se puede apreciar los efectos de la presencia del juego mecánico en tren de reducción.

Como se observa en la Figura 5.13, las señales de la superficie deslizante convergen a cero, a medida que el controlador realiza la función de seguimiento de señal para cada técnica de control implementada, por lo que se puede decir que para los casos implementados el control se desempeña correctamente manteniendo la señal sobre la superficie deslizante.

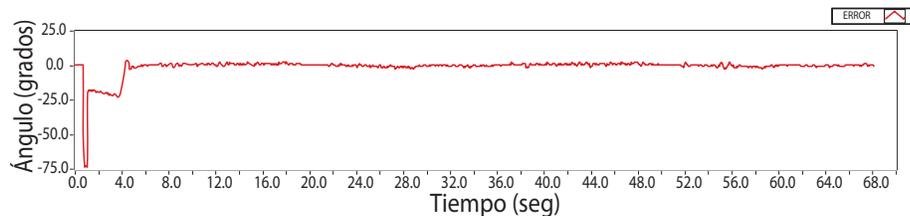
Nota.-El juego mecánico, es la imprecisión existente en el tren reductor ocasionando que este se mueva en una o varias de sus partes sin que el eje del motor acoplado al eje del tren reductor principal lo haga, y está presente en todas las articulaciones. Debido a esto se presentan oscilaciones para todas las técnicas de control empleadas.



(a) Superficie deslizante con modos deslizantes de primer orden.



(b) Superficie deslizante con modos deslizantes de orden superior twisting



(c) Superficie deslizante con modos deslizantes de orden superior supertwisting.

Figura 5.13: Señales de la superficie deslizante, en articulación “cadera izquierda” empleando control con modos deslizantes: a) de primer orden, b) de orden superior “twisting”, c) de orden superior “supertwisting”.

5.4.2. Resultados en Cadera Derecha

En la Figura 5.14 se muestra el resultado obtenido del seguimiento en la articulación correspondiente a la cadera derecha, implementado las técnicas de control con modos deslizantes: de primer orden y orden superior twisting y supertwisting. La cual muestra un comportamiento diferente al mostrado en la articulación de la cadera izquierda, obsérvese que en esta articulación se muestran oscilaciones más grandes, ocasionadas por el juego mecánico existente en el eslabón de la unión del tren reductor final con el eslabón de la articulación, esto por el hecho de que el exoesqueleto ha sido construido artesanalmente y la unión entre estos no ha sido muy precisa.

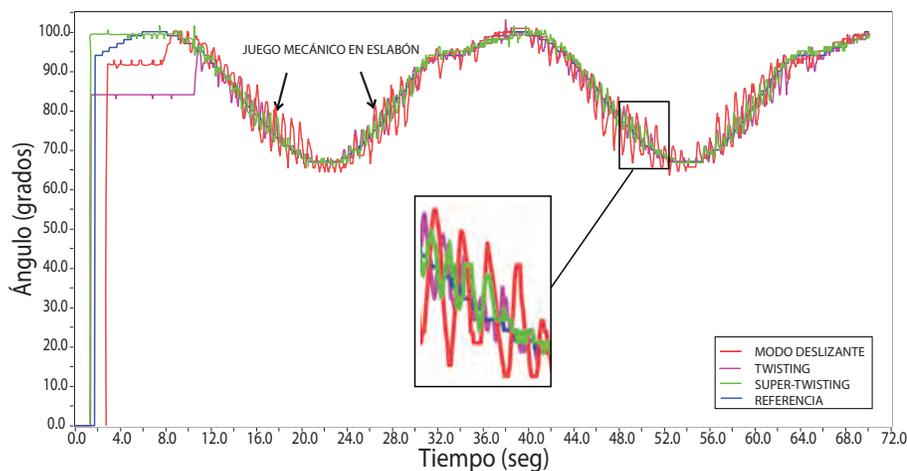


Figura 5.14: Posición angular en cadera izquierda empleando seguimiento con diferentes técnicas de control (modos deslizantes de primer orden y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”).

Sin embargo, a pesar de la falla presente, se observa que las técnicas de control aplicadas, siguen la referencia, pero presentando oscilaciones, las cuales se ven reducidas en amplitud al aumentar el orden del controlador, y no se diga el efecto del integrador presente en el control supertwisting el cual proporciona una mejora considerable en la respuesta.

Cabe resaltar que las pruebas de las 3 técnicas de control se han realizado en instantes de tiempo diferentes, es decir, una prueba a la vez, por esta razón se observan 3 diferentes condiciones iniciales, una ante cada técnica de control.

5.4.3. Resultados en Rodilla Izquierda

De la Figura 5.15 se observa el comportamiento articular de la rodilla izquierda, implementando las técnicas de modos deslizantes de primer orden, twisting y supertwisting, de la primer técnica se puede decir que tiene un desempeño adecuado, muestra oscilaciones de mayor magnitud con respecto de las dos últimas técnicas, las cuales reducen dichas oscilaciones, obsérvese que debido a la posición del motor con respecto a la del eslabón, la señal de referencia ha sido invertida con el fin del desarrollo adecuado de la dinámica de marcha descrita en el Capítulo 3.

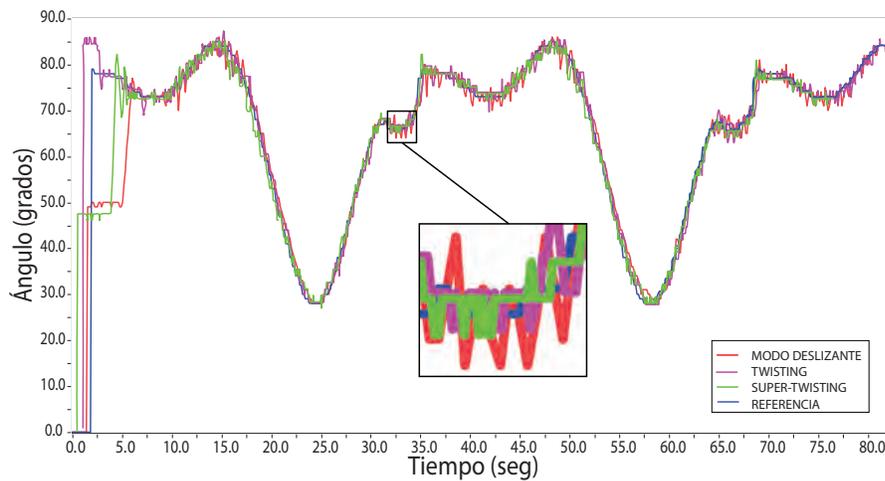


Figura 5.15: Posición angular en rodilla izquierda empleando seguimiento con diferentes técnicas de control (modos deslizantes de primer orden y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”).

Además la referencia comienza en aproximadamente 80° , esto debido a que la referencia (punto medio) del sensor es calibrada a 90° como se mencionó anteriormente, es decir $90^{\circ} = 0^{\circ}$ con respecto a la referencia mostrada en la Figura 3.4, y dado que la señal ha sido invertida debido a la posición del actuador, la referencia no supera los 90° , como en el caso de la Figura 5.16 donde la señal de referencia no se ha invertido.

5.4.4. Resultados en Rodilla Derecha

Para la Figura 5.16 correspondiente a la articulación de la rodilla derecha, no ha sido necesario la manipulación de la señal de referencia como en el caso anterior, las oscilaciones de mayor magnitud son las obtenidas empleando control con modos deslizantes de primer orden, las cuales disminuyen al aumentar el orden del controlador “twisting y supertwisting”. Para este caso es posible realizar la comparación del tiempo de respuesta entre el control con modos deslizante de primer orden y supertwisting

dato que se cuenta con la misma condición inicial. Como resultado se aprecia que la respuesta del supertwisting es más rápida, tal como se esperaba. Además de que en simulación e implementación en sistema a escala, el comportamiento es similar.

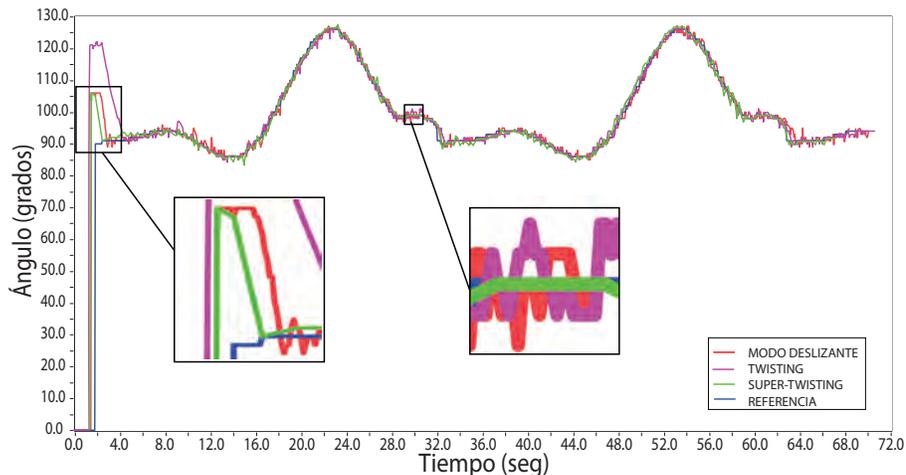


Figura 5.16: Posición angular en rodilla derecha empleando seguimiento con diferentes técnicas de control (modos deslizantes de primer orden y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”).

Para este caso la referencia comienza en el punto medio preestablecido del sensor aproximadamente 90° , es decir $90^\circ = 0^\circ$ con respecto a la referencia mostrada en la Figura 3.4, en otras palabras la señal de referencia se emplea exactamente como ha sido generada.

Además se puede apreciar que las oscilaciones ocasionadas por el juego mecánico, en esta articulación en particular son menores, debido a que el ensamble del tren reductor se desarrolló de manera un poco más precisa observándose un comportamiento notablemente más adecuado.

5.4.5. Pruebas y Resultados con Perturbaciones Empleando Control por Modos Deslizantes de Orden Superior (Twisting y SuperTwisting)

Analizando las Figuras 5.17 y 5.18 correspondientes a la articulación de la cadera derecha, en las cuales se implementa las técnicas de control twisting y supertwisting respectivamente, se introducen perturbaciones aleatorias desenergizando los motores (etiquetada como perturbación en sistema). Hay que señalar que al momento de elimi-

nar voltaje del actuador sobre las articulaciones, estas mantienen la posición angular debido a su propiedad no reversible, en otras palabras el eslabón de cada articulación en cuestión no se moverá en ningún sentido, debido a que el eje del motor en su primer etapa de reducción cuenta con un sinfín acoplado a un engrane helicoidal, de manera que al energizar los actuadores, las articulaciones regresan en ambos casos a la trayectoria marcada. Asimismo, obsérvese la etiqueta marcada como “perturbación mecánica”, corresponde a una perturbación interna del sistema (cadena atascada), ocurrida por una imperfección en el tren reductor. Posterior a la falla mecánica el sistema recobra el seguimiento de trayectoria marcado.

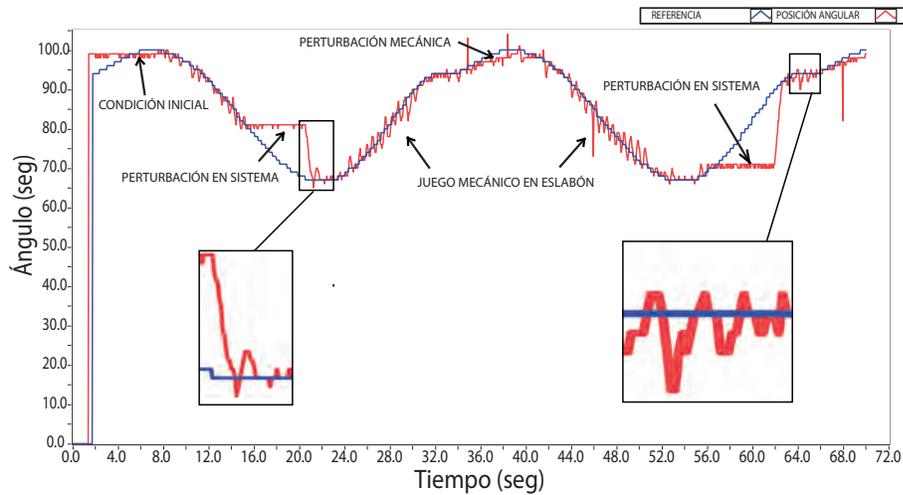


Figura 5.17: Cadera derecha con perturbaciones, técnica de control twisting.

Las principales diferencias entre la implementación con modos deslizantes de orden superior twisting y supertwisting se aprecian en la magnitud de las oscilaciones presentes en el sistema, ocasionadas principalmente por el juego mecánico en el tren reductor, además se puede apreciar una perturbación mecánica la cual ocurrió por un bloqueo en la cadena unida a la etapa reductora final, ocasionando que la articulación no alcance la referencia.

Cabe resaltar un aspecto importante, el cual se aprecia más en las Figuras 5.17, 5.18, 5.19 y 5.20, obsérvese que la señal de referencia se aprecia como una señal discreta, esto ocurre debido a que la velocidad de actualización de la referencia se ha ajustado a la velocidad angular de los actuadores, pero sin afectar el ciclo de ejecución principal del control. El tiempo de ejecución del ciclo principal es de $28\mu s$ y la velocidad de actualización de la señal de referencia es de $300ms$.

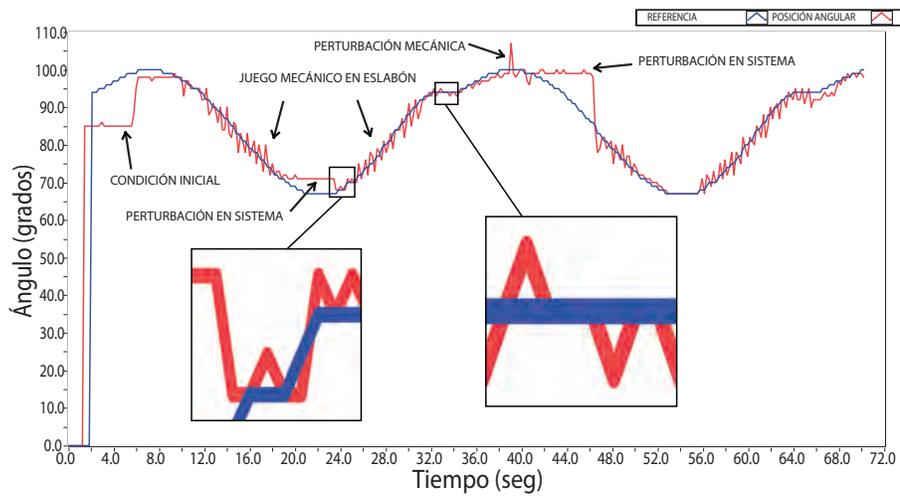


Figura 5.18: Cadera derecha con perturbaciones, técnica de control supertwisting.

Analizando las Figuras 5.19 y 5.20 correspondientes a la articulación de la rodilla derecha empleando la técnica de control con modos deslizantes de orden superior twisting y supertwisting, se generan dos perturbaciones de forma aleatoria durante el ciclo de marcha, éstas perturbaciones se producen al desenergizar los motores, tal como se mencionó anteriormente para el caso de la articulación de la cadera, al energizar el sistema regresa en ambos casos a la trayectoria marcada y además mantienen la posición durante el tiempo que no se cuenta con energía por la característica de los actuadores antes mencionada.

Nótese que para esta articulación, la reducción de las oscilaciones empleando la técnica de control por modos deslizantes de orden superior supertwisting, es más notoria debido a que el juego mecánico presente es mucho menor al existente en las otras 3 articulaciones (cadera izquierda, rodilla izquierda, cadera derecha).

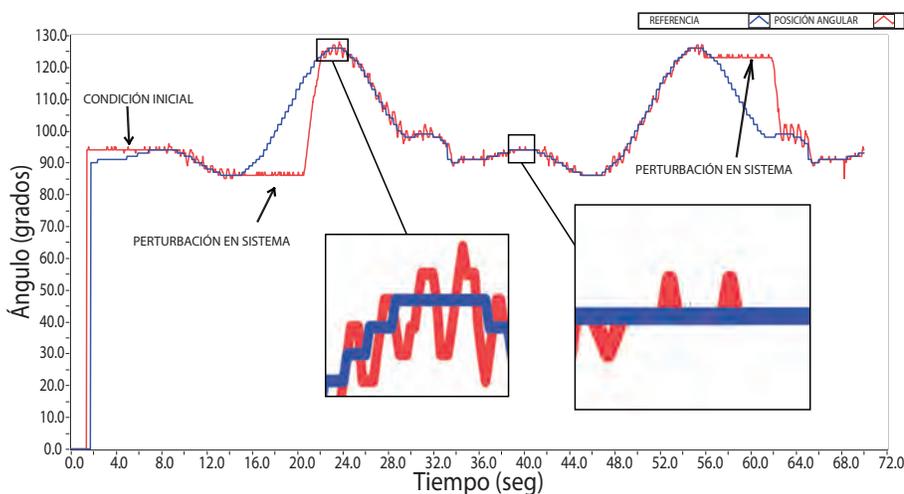


Figura 5.19: Rodilla derecha con perturbaciones, técnica de control twisting.

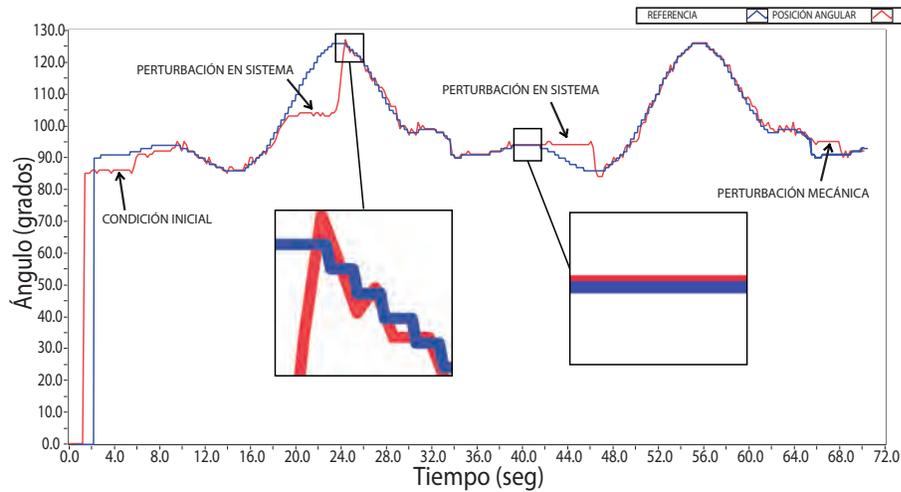


Figura 5.20: Rodilla derecha con perturbaciones, técnica de control supertwisting.

5.5. Conclusiones

Los resultados obtenidos brindan gran información acerca del comportamiento de cada controlador, para ambos casos de implementación (sistema a escala y sistema real), se observa una mejora de comportamientos a medida que el orden del controlador implementado se incrementa, observándose principalmente en la disminución de la amplitud de las oscilaciones y el tiempo de respuesta se ve mejorado. Además, la potencia disipada en los drivers de los motores es mayor a medida que el orden de control implementado decrece debido al efecto del chattering.

Por la parte de implementación mecánica en el sistema a escala no presenta mucha dificultad ya que el servomotor empleado incluye la caja reductora perfectamente acoplada, por lo que sólo es necesario obtener la señal del sensor interno para cerrar el lazo de control de manera tal que se desprecie la tarjeta de control interna con el que cuentan la mayoría de los servos comerciales.

Por parte de la implementación en el sistema real se presentan varios inconvenientes debido principalmente a que los motores comerciales con caja de transmisión adecuadas para el propósito que se desea, quedan fuera del presupuesto, por lo que se realiza una búsqueda intensiva acerca de los materiales al alcance, con los cuales se puede lograr el objetivo, de este modo con el conjunto de diversas piezas se logra obtener un tren reductor con la fuerza requerida para objetivo deseado, sin embargo al ser construido de manera artesanal, se presentan dinámicas no modeladas, como es el juego mecánico entre las partes del tren reductor, sin embargo aún con esto se logra controlar y diferenciar de una técnica a otra obteniendo resultados satisfactorios.

Capítulo 6

Conclusiones y Trabajos Futuros.

6.1. Conclusiones

En esta tesis se presentó la obtención del modelo matemático de un exoesqueleto mediante la formulación de Lagrange- Euler en conjunto con los parámetros Denavit-Hartenberg, para obtener la relación entre pares aplicados, velocidades, posición e inercias entre los eslabones. Lo anterior se realizó con el objetivo de aplicar diferentes técnicas de control, permitiendo realizar una comparativa para diferenciar que tipo de técnica presenta mejores resultados.

Se analizó un estudio del ciclo de marcha, en el que se definen las fases que lo componen, y se desarrolló un estudio propio para definir estas fases. Para esto se utilizaron varios dispositivos para obtener datos durante el ciclo marcha de cada articulación, y justificar de esta forma, las señales que se utilizan como referencia del sistema, las cuales se generan mediante una aproximación polinomial. Una característica importante encontrada en el estudio realizado, son las diferencias que existen entre sujetos al realizar el ciclo de marcha. De lo anterior, se puede concluir que el caminar es algo natural, que pasa desapercibido en la vida cotidiana, y no se le presta atención a todas las variables involucradas para realizar esta actividad.

De las 4 técnicas de control no convencional (lógica difusa, modos deslizantes de primer orden y modos deslizantes de orden superior “twisting y supertwisting”), se analizó el desempeño de cada técnica en simulación, para esto se emplearon los parámetros del sistema real. Como era esperado a medida que el orden del controlador se incrementó las respuestas del sistema mejoraron notablemente. Con respecto al controlador por lógica difusa, se descartó para ser usado en el sistema real y a escala, debido a que es

un controlador no robusto ante variaciones paramétricas y por la carga computacional considerable a implementar en el microcontrolador.

La información que se obtuvo sobre el comportamiento de cada controlador implementado, en los sistemas (sistema a escala y sistema real), ofrece una guía sobre el comportamiento de este tipo de control en sistemas robóticos. Por parte de la implementación en el sistema real, se debe considerar los inconvenientes presentes en el desarrollo de la transmisión reductora, dado que las imperfecciones mecánicas en el sistema, ocasionaron la excitación de dinámicas no modeladas, por lo que se presentaron oscilaciones, sin embargo debido a la robustez conocida por la técnica de modos deslizantes, se logró obtener un control adecuado para el seguimiento de trayectorias requerido.

6.2. Trabajos Futuros.

- Realizar un análisis extenso del ciclo marcha, debido a que se cuenta con los dispositivos para adquirir los datos. Se propone realizar un estudio con mayor variedad en sujetos de prueba, con la finalidad de estandarizar la dinámica de marcha acorde a ciertos rangos de estatura. Y además con esto se podría realizar en el exoesqueleto la función auxiliar en corrección del ciclo de marcha para aquellas personas que lo requieran.
- Realizar un análisis de marcha en pendientes así como subir y bajar escaleras, con la finalidad de obtener mayor funcionalidad en el proyecto.
- Realizar pruebas en pacientes con alguna pérdida de movilidad en miembros inferiores y analizar el desempeño.
- Realizar un análisis de consumo energético, para hacer que sea autónomo mediante el uso de baterías.
- Realizar ajustes necesarios para suprimir el juego mecánico en eslabones del sistema, con la finalidad de obtener un seguimiento de trayectoria más preciso.
- Realizar un análisis de esfuerzos en el diseño mecánico.

Apéndice A

Conjuntos Difusos

Los conjuntos boléanos clásicos tienen limitaciones, definen un universo de discurso, donde las fronteras de sus conjuntos están bien definidas, es decir, un elemento puede o no pertenecer a cierto conjunto, es verdadero o falso, en otras palabras no se definen situaciones intermedias. Los conjuntos difusos son una extensión de los clásicos, donde se añade una función de pertenencia denominada $\mu_A(x)$ que indica el grado que ésta pertenece al conjunto definido (un número real entre 0 y 1). Así se introduce el concepto de conjunto o subconjunto difuso y se lo asocia a un determinado valor lingüístico, definido por una palabra o etiqueta lingüística, donde ésta, es el nombre del conjunto o subconjunto. Por cada conjunto se define una función de pertenencia o membresía “ $\mu_A(x)$ ”, la cual indica el grado en que la variable x está incluida en el concepto representado por la etiqueta A ($0 \leq \mu_A(x) \leq 1$), si esta función toma el valor 0 significa que tal valor de x no está incluido en A y si toma el valor 1 el correspondiente valor de x está absolutamente incluido en A .

Teorema: Sea X una colección de objetos, expresados en forma genérica por x . Entonces, un conjunto difuso A en X , se define como un conjunto de pares ordenados $A = (x, \mu_A(x)) / x \in X$ Donde $\mu_A(x)$ es una función de pertenencia cuya etiqueta es A y su dominio es x [Zadeh y Kacprzyk, 1992].

A.1. Funciones de Membresía

Las funciones de membresía representan el grado de pertenencia de un elemento a un subconjunto definido por una etiqueta. Existe una gran variedad de formas para las funciones de membresía, las más comunes son del tipo trapezoidal, triangular, singleton, S.

A.2. Operaciones Difusas

A los subconjuntos se les puede aplicar determinados operadores o bien se puede realizar operaciones entre ellos. Al aplicar un operador sobre un solo conjunto se obtendrá otro conjunto, lo mismo sucede cuando se realiza una operación entre conjuntos.

Las operaciones lógicas se utilizan en controladores y modelos difusos, son necesarias en la evaluación del antecedente de reglas (y otras etapas).

Se definen a continuación 3 operaciones básicas a realizar sobre conjuntos. Estas operaciones son complemento, unión e intersección. Sean las etiquetas A y B las que identifican a dos conjuntos difusos asociados a una variable lingüística x , las operaciones se definen como:

- Complemento:

$$\mu A(x) = 1 - (x)\mu A$$

- Unión. Operador lógico OR de Zadeh:

$$\mu A \cup B(x) = \max[\mu A(x), \mu B(x)]$$

- Intersección. Operador lógico AND de Zadeh

$$\mu A \cap B(x) \min = [\mu A(x), \mu B(x)]$$

Hay muchas definiciones para las operaciones lógicas, algunas otras definiciones que normalmente también se utilizan son:

- Operador lógico AND del producto

$$\mu A \cap B(x) = \mu A(x) \times \mu B(x)$$

- Operador lógico OR de Lukasiewicz

$$\mu A \cup B(x) = \max[\mu A(x) + \mu B(x), 1]$$

A.3. Fusificación

El control difuso siempre involucra el proceso de fusificación. Este proceso se realiza en todo instante de tiempo, es la puerta de entrada al sistema de inferencia difusa. Es un procedimiento matemático en el que se convierte un elemento del universo de discurso (variable medida del proceso) en un valor en cada función de membresía a las cuales pertenece. Esto implica una transformación de dominio, las entradas precisas (datos adquiridos “numéricos”) son transformadas a entradas difusas. Por ejemplo, una medición

precisa de temperatura como 5°C se transformaría en el valor difuso frío. Al terminar el proceso de fusificación cada variable de entrada tiene un grado de pertenencia entre 0 y 1 para el valor numérico preciso de la variable de entrada correspondiente.

A.4. Reglas Difusas

Los controladores difusos usan reglas. Estas combinan uno o más conjuntos difusos de entrada llamados antecedentes o premisas y le asocian un conjunto difuso de salida llamado consecuente. Las reglas difusas son afirmaciones del tipo “si-entonces”. Los conjuntos difusos del antecedente se asocian mediante operaciones lógicas difusas “and”, “or”, etc.

Las reglas difusas son proposiciones que permiten expresar el conocimiento que se dispone sobre la relación entre antecedentes y consecuentes. Para expresar este conocimiento de manera completa normalmente se precisan varias reglas, que se agrupan formando lo que se conoce como base de reglas, es decir, la edición de esta base determina cual será el comportamiento del controlador difuso y es aquí donde se emula el conocimiento o experiencia del operario y la correspondiente estrategia de control.

La base de reglas suele representarse por tablas. Esta es clara en el caso de 2 variables de entrada y una de salida. En la medida que la cantidad de variables lingüísticas crece, también lo hará la tabla, y más difícil se hará su edición.

Junto a cada regla puede estar asociado un valor entre cero y uno que le da el peso a tal regla, esto puede ser importante cuando una regla tiene menor fuerza que otras de la base de reglas. Principalmente se emplean dos grandes grupos de tipos de reglas: las reglas difusas de Mamdani y las reglas difusas de Takagi-Sugeno (TS, para abreviar).

Reglas Difusas de Mamdani

$$IF (x_1 \text{ is } A \text{ AND } x_2 \text{ is } B \text{ AND } x_3 \text{ is } C) \text{ THEN } (u_1 \text{ is } D, u_2 \text{ is } E)$$

Donde x_1 , x_2 y x_3 son las variables de entrada (por ejemplo, error, derivada del error y derivada segunda del error), A , B y C son funciones de membresía de entrada (p.ej., alto, medio, bajo), u_1 y u_2 son las acciones de control (por ejemplo, apretura de válvulas) en sentido genérico son todavía variables lingüísticas (todavía no toman valores numéricos), D y E son las funciones de membresía de la salida, en general se emplean singleton

por su facilidad computacional, y *AND* es un operador lógico difuso (podría ser cualquier otro). La primera parte de la sentencia “*IF* (x_1 is *A* *AND* x_2 is *B* *AND* x_3 is *C*)” es el antecedente y la restante es el consecuente.

Ventajas:

- Es intuitivo.
- Tiene una amplia aceptación.
- Está bien adaptado a la incorporación de conocimiento y experiencia.

Reglas Difusas de Takagi-Sugeno

IF (x_1 is *A* *AND* x_2 is *B* *AND* x_3 is *C*) *THEN* $u_1 = f(x_1, x_2, x_3), u_2 = g(x_1, x_2, x_3)$

En principio es posible emplear $f(x)$ y $g(x)$ como funciones no lineales, pero la elección de tal función puede ser muy compleja, por lo tanto en general se emplean funciones lineales.

Ventajas:

- Es computacionalmente eficiente.
- Trabaja bien con técnicas lineales (por ejemplo como lo disponible para controladores PID).
- Trabaja bien con técnicas de optimización y control adaptable.
- Tiene garantizada una superficie de control continua.
- Está bien adaptado al análisis matemático.

A.5. Inferencia Difusa

Las reglas difusas representan el conocimiento y la estrategia de control, pero cuando se asigna información específica a las variables de entrada en el antecedente, la inferencia difusa es necesaria para calcular el resultado de las variables de salida del consecuente, este resultado es en términos difusos, es decir que se obtiene un conjunto difuso de salida de cada regla, que posteriormente junto con las demás salidas de reglas se obtendrá la salida del sistema.

Existe una gran cantidad de métodos de inferencia difusa, pero hay cuatro que generan mejores resultados en el campo del control, estos son inferencia de Mamdani por mínimos (Mamdani minimum inference), la inferencia del producto de Larsen (Larsen product inference), la inferencia del producto drástico (Drastic product inference) y la inferencia del producto limitado (Bounded product inference).

Agregado

Cuando se evalúan las reglas se obtienen tantos conjuntos difusos como reglas existan, para defusificar es necesario agrupar estos conjuntos, a esta etapa se le llama agregado y existen varios criterios para realizar este paso. Un criterio muy empleado es el de agrupar los conjuntos inferidos mediante la operación *max*.

A.6. La Defusificación.

La defusificación (defuzzyfication) es un proceso matemático usado para convertir un conjunto difuso en un número real. El sistema de inferencia difusa obtiene una conclusión a partir de la información de la entrada, pero es en términos difusos. Esta conclusión o salida difusa es obtenida por la etapa de inferencia difusa, que a su vez genera un conjunto difuso, pero el dato de salida del sistema debe ser un número real y debe ser representativo de todo el conjunto obtenido en la etapa de agregado. Es por eso que existen diferentes métodos de defusificación y cada uno desarrolla resultados distintos, el “más común y ampliamente usado” es el centroide. Con el método de defusificación del centroide se transforma la salida difusa en un número real el cual es la coordenada Y_d del centro de gravedad de tal conjunto difuso de salida.

$$Y_d = \frac{\int y * \mu_y(Y) dy}{\int \mu_y(Y) dy} \quad (\text{A.1})$$

De (A.1) se tiene que μ_y es la función de pertenencia del conjunto de salida Y , cuya variable de salida es y .

Este método en realidad trae una carga computacional importante, por lo que se emplean en general otros esquemas con menor carga.

Uno de los defusificadores más usados es el centro de área (COA, center of area) también llamado de altura. El centro de gravedad es aproximado por el centro de gravedad de un arreglo de “masas puntuales”, las cuales son el centro de gravedad de cada conjunto de salida correspondiente a cada regla, con “masa” igual al grado de pertenencia en ese punto de su centro de gravedad. Si se le llama δl al centro de gravedad del conjunto difuso de salida Bl de la l -ésima regla, el centro de gravedad queda determinado por:

$$Y_d = \frac{\sum_{l=1}^R \delta \mu_{Bl}(\delta l)}{\sum_{l=1}^R \mu_{Bl}(\delta l)} \quad (\text{A.2})$$

Donde R es el número de reglas y $\mu_{Bl}(\delta l)$ es la ponderación del máximo a la acción de control correspondiente.

El concepto del centro de gravedad es en muchos casos el punto de partida para la obtención de distintos métodos de defusificación. Tanto la fuzzificación como la defusificación son el nexo del sistema difuso con el mundo real. Se debe recordar que la operación de defusificación se realiza con el conjunto obtenido de la etapa de agregado.

Apéndice B

Parámetros del Exoesqueleto Real

En la siguiente tabla se muestran los parámetros reales del prototipo tamaño real del exoesqueleto los cuales fueron empleados en simulación.

Donde se tiene que $a_2 = a_5$, $a_3 = a_6$, $a_4 = a_7$, $L_2 = L_5$, $L_3 = L_6$, $m_2 = m_5$, $m_3 = m_6$ y $m_4 = m_7$ con respecto a la Figura 2.2.

| Parámetro | Valor |
|----------------------------------|----------------|
| Longitud de eslabón a_1 | 0.54 metros |
| Longitud de eslabón a_2 | 0.45 metros |
| Longitud de eslabón a_3 | 0.44 metros |
| Longitud de eslabón a_4 | 0.23 metros |
| Distancia a centro de masa L_1 | 0.27 metros |
| Distancia a centro de masa L_2 | 0.14 metros |
| Distancia a centro de masa L_3 | 0.22 metros |
| Masa del eslabón m_1 | 6 kilogramos |
| Masa del eslabón m_2 | 5 kilogramos |
| Masa del eslabón m_3 | 1.5 kilogramos |
| Masa del eslabón m_4 | 0.5 kilogramos |

Apéndice C

Consentimiento de Uso de Datos

Autorización explícita para uso de datos obtenidos en durante el estudio del ciclo de marcha.

Morelia Mich, 08 de Agosto de 2017

A quien corresponda,

Por el presente, otorgo de manera expresa, mi consentimiento y autorización para que los datos recabados durante el análisis de marcha, sean empleados por el C. Salvador Alvarez Zalapa, a manera tal que realice el tratamiento necesario de mis datos recabados, con la finalidad de **tener conocimiento, como donataria autorizada, en realizar las pruebas necesarias para la colaboración.**

Por parte del C. Salvador Alvarez Zalapa, se me ha hecho de mi conocimiento que la prueba a realizar es mediante un procedimiento no invasivo, y sin efectos secundarios a corto y largo plazo, así mismo se me ha entregado una copia del presente documento.

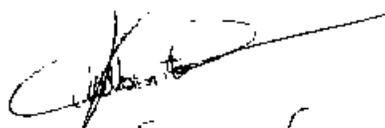

Gilberto Suárez Curoyo
Nombre completo y firma de quien autoriza

Figura C.1: Consentimiento de uso de datos del sujeto de prueba número uno.

Autorización explícita para uso de datos obtenidos en durante el estudio del ciclo de marcha.

Morelia Mich. 08 de Agosto de 2017

A quien corresponda,

Por el presente, otorgo de manera expresa, mi consentimiento y autorización para que los datos recabados durante el análisis de marcha, sean empleados por el C. Salvador Alvarez Zalapa, a manera tal que realice el tratamiento necesario de mis datos recabados, con la finalidad de tener conocimiento, como donataria autorizada, en realizar las pruebas necesarias para la colaboración.

Por parte del C. Salvador Alvarez Zalapa, se me ha hecho de mi conocimiento que la prueba a realizar es mediante un procedimiento no invasivo, y sin efectos secundarios a corto y largo plazo.

Salvador Alvarez Zalapa
Don de datos de

Nombre completo y firma de quien autoriza

Figura C.2: Consentimiento de uso de datos del sujeto de prueba número dos.

Autorización explícita para uso de datos obtenidos en durante el estudio del ciclo de marcha.

Morelia Mich. 08 de Agosto de 2017

A quien corresponda,

Por el presente, otorgo de manera expresa, mi consentimiento y autorización para que los datos recabados durante el análisis de marcha, sean empleados por el C. Salvador Alvarez Zalapa, a manera tal que realice el tratamiento necesario de mis datos recabados, con la finalidad de tener conocimiento, como donataria autorizada, en realizar las pruebas necesarias para la colaboración.

Por parte del C. Salvador Alvarez Zalapa, se me ha hecho de mi conocimiento que la prueba a realizar es mediante un procedimiento no invasivo, y sin efectos secundarios a corto y largo plazo, así mismo se me ha entregado una copia del presente documento.


Angel Eduardo Villapozte Alvarez
Nombre completo y firma de quien autoriza

Figura C.3: Consentimiento de uso de datos del sujeto de prueba número tres.

Bibliografía

- [Aphiratsakun y Parnichkun, 2010] Aphiratsakun, N. y Parnichkun, M. (2010). Balancing control of ait leg exoeskeleton using zmp based flc. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 6(4).
- [Barrientos *et al.*, 2014] Barrientos, A., Penin, L. F., Balaguer, C., y Santoja, R. A. (2014). *Fundamentos de la Robótica*. Mc Graw Hill, 2 edición.
- [Beil *et al.*, 2014] Beil, J., Perner, G., y Asfour, T. (2014). Design and control of the lower limb exoskeleton kit-exo-1. *Institute for Anthropomatics and Robotics*.
- [Belu, 2007] Belu (2007). Historia de la robótica, <http://robotiica.blogspot.mx/2007/10/historia-de-la-robtica.html>.
- [Beyl, 2010] Beyl, P. (2010). *Design and control of a knee exoskeleton powered by pleated pneumatic artificial muscles for robot-assisted gait rehabilitation*. Tesis doctoral, Vrije Universiteit Brussel.
- [Cardona *et al.*, 2010] Cardona, C., Spitia, R., y López, B. (2010). Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. *Revista Ingeniería Biomédica*, 4(7):63–73.
- [Cedeño, 2016] Cedeño, S. C. (2016).
- [Cerquiglini, 1992] Cerquiglini, S. (1992). century of research using moving pictures. En *Biocomotion*.
- [Cuevas, 2013] Cuevas, H. C. (2013). *Control robusto por modos deslizantes de oren superior aplicado a vehículos aereos no tripulados*. Tesis doctoral, Universidad autónoma de nuevo león.
- [Cyberdyne, 2016] Cyberdyne (2016). Cyberdyne, <http://www.cyberdyne.jp/>.

- [Electric, 2017] Electric, G. (2017). Hardiman, <http://cyberneticzoo.com/man-amplifiers/1966-69-g-e-hardiman-i-ralph-mosher-american/>.
- [Evangelista, 2012] Evangelista, C. A. (2012). *Control de Sistemas no Lineales por Modos Deslizantes de Segundo Orden*. Tesis doctoral, Departamento de Electrotecnia Facultad de Ingeniería Universidad Nacional de la Plata.
- [Filippov, 1988] Filippov, A. F. (1988). *Differential Equations with Discontinuous Right-Hand Side Dordrecht*. The Netherlands.
- [Formacio y Sánchez, 2014] Formacio, S. C. y Sánchez, P. S. (2014). La mecatrónica en México. *Asociación Mexicana de Mecatrónica*, 3(2):35–43.
- [Fridman, 2017] Fridman, L. (2017). Modos deslizantes de orden superior, <http://verona.fi-p.unam.mx/lfridman/modos.php>.
- [Galre, 2014] Galre (2014). <https://robologs.net/2014/10/15/tutorial-de-arduino-y-mpu-6050/>.
- [Gaydou *et al.*, 2011] Gaydou, D., Redolfi, J., y Henze, A. (2011). Filtro complementario para estimación de actitud aplicado al controlador embebido de un cuatrirrotor. *Centro de Investigación en Informática para la Ingeniería*.
- [Grundman y Seireg, 1981] Grundman, J. G. y Seireg, A. (1981). Design of a multitask exoskeletal walking device for paraplegics. *Biomechanics of Medical Devices*, pp. 569–644.
- [Hall, 2015] Hall, A. (2015). Mpu6050 output yaw pitch and roll with arduino.
- [Hannifin, 2010] Hannifin, P. (2010). Indego research, <http://www.indego.com/indego/en/research>.
- [Herrero, 1993] Herrero, V. (1993). Estudio biomecánico comparativo entre el patrón de marcha humana normal y del amputado tibial. Tesis de máster, Universidad de Valencia.
- [Hyon *et al.*, 2011] Hyon, S.-H., Morimoto, J., Matsubara, T., Noda, T., y Kawato, M. (2011). Hybrid drive exoskeleton robot that can balance. *Intelligent Robots and Systems (IROS) IEEE/RSJ*, pp. 3975–3981.
- [INEGI, 2010] INEGI (2010). <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=p>.

- [Lezama y Sklar, 2004] Lezama, D. y Sklar, A. (2004). Construcción de robots bípedos. Technical report, Universidad de la República de Uruguay.
- [López *et al.*, 2014] López, R., torres, J., Salazar, S., y Lózano, R. (2014). Desarrollo de un exoesqueleto para la rehabilitación de tobillo y rodilla. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, 31(1):13–28.
- [Martinez, 2015] Martinez, J. A. (2015). Diseño mecánico y construcción de un exoesqueleto de miembros inferiores que emula la marcha humana. *Universidad Militar de Nueva Granada*.
- [Maxon, 2016] Maxon (2016). Exoesqueleto robótico: para una mejor calidad de vida, <http://www.maxonmotor.es/maxon/view/application/exoesqueleto-robotico-para-una-mejor-calidad-de-vida>.
- [Mizen, 1963] Mizen, N. J. (1963). Preliminary design of a full-scale, wearable, exoskeletal structure. *Conell Aeronautical Laboratory, INC*.
- [Moreno y Osorio, 2008] Moreno, J. A. y Osorio, M. (2008). A lyapunov approach to second-order sliding mode controllers and observers. *47th IEEE Conference on Decision and Control*, pp. 9–11.
- [Muñoz y Gaviria, 2016] Muñoz, E. y Gaviria, C. (2016). Control pid multivariable y modos deslizantes de un robot scara. *Grupo en Automática Industrial*.
- [OMICRONO, 2017] OMIKRONO (2017). Un exoesqueleto para ancianos económico y asequible, <http://omicronno.elespanol.com/2015/10/los-exoesqueletos-para-ancianos-asistirán-sus-movimientos/>.
- [OMS, 2011] OMS (2011). Traumatismos causados por el tránsito y discapacidad. *Organización Panamericana de la Salud*.
- [Ou *et al.*, 2012] Ou, Y., Li, Z., Li, G., y Su, C.-Y. (2012). Adaptive fuzzy tracking control of a human lower limb with an exoskeleton. *International Conference on Robotics and Biomimetics*, pp. 11–14.
- [Perruquetti Wilfrid, 2002] Perruquetti Wilfrid, P. B. J. (2002). *Sliding Mode Control in Engineering*. Marcel Dekker.
- [ReWalk, 2016] ReWalk (2016). Rewalk, <http://rewalk.com/>.

- [Robótica, 2007] Robótica (2007). Robótica, <http://robotiica.blogspot.mx/2007/10/ques-la-robotica.html>.
- [Robotics y Laboratory, 2010] Robotics, B. y Laboratory, H. E. (2010). Research projects/elegs, <http://bleex.me.berkeley.edu/research/exoskeleton>.
- [Safavi *et al.*, 2011] Safavi, S., Ghafari, A., y Meghdari, A. (2011). Design of an optimum torque actuator for augmenting lower extremity exoskeletons in biomechanical framework. *Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, pp. 1979–1983.
- [Sanchez y Lacuesta, 1993] Sanchez, J. y Lacuesta (1993). Biomecánica de la marcha humana normal. *Martín Impresores SL*.
- [Sandoval, 2015] Sandoval, C. E. A. (2015). Fundamentos de anatomía.
- [Smitd, 1990] Smitd, G. (1990). Rudiments of gait. *Churchill Livingstone Inc.*
- [Soro, 1970] Soro, G. (1970). La marcha normal sobre suelo llano. *Rehabilitación*, 4:57–110.
- [Soto, 2006] Soto, M. R. B. (2006). *Estudio de los parámetros cinéticos de la marcha del paciente hemiplejico mediante plataformas dinamométricas*. Tesis doctoral, Universidad de Valencia, Departamento de Medicina.
- [Tarokh y Seraji, 1988] Tarokh, M. y Seraji, H. (1988). A control scheme for trajectory tracking of robot manipulators. *IEEE*.
- [Turnbull *et al.*, 1995] Turnbull, G., Charteri, S. J., y Wall., J. (1995). A comparison of the range of walking speeds between normal and hemiplegic subjects. *Scand J Rehabil Med*.
- [Vadim Utkin, 1999] Vadim Utkin, Jurgen Guldener, J. S. (1999). *Sliding Mode control in Electromechanical Systems*. Ed. Taylor & Francis.
- [Velázquez, 2013] Velázquez, N. (2013).
- [Vukobratovic *et al.*, 1974] Vukobratovic, M., Hristic, D., y Stojiljkovic, Z. (1974). Development of active anthropomorphic exoskeletons. *Medical Biological Engineering*, 12:66–88.
- [Xinyi *et al.*, 2015] Xinyi, Z., Haoping, W., Yang, T., Zefeng, W., y Laurent, P. (2015). Modeling, simulation & control of human lower extremity exoskeleton. *Proceedings of the 34th Chinese Control Conference*, pp. 28–30.

[Yagn, 1890] Yagn, N. F. (1890). inzhener-mehanik. ., (420,179).

[Zadeh y Kacprzyk, 1992] Zadeh, L. y Kacprzyk, J. (1992). *Fuzzy Logic for the Management of Uncertainty*. New York 1992.