



Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla

Centro Interdisciplinario de Posgrados
Investigación y Consultoría
Departamento de Ingeniería
Doctorado en Ingeniería Mecatrónica

Sistema para rehabilitación en
discapacidad motriz: Exoesqueleto

Tesis para obtener el grado de
Doctor en Ingeniería Mecatrónica

Presenta:
M.I. Cesar Augusto Arriaga Arriaga*

Asesora de tesis:
Dra. Luz del Carmen Gómez Pavón

Puebla, México.

2020



UPAEP – Secretaría General

Dirección General de Apoyos Académicos

Dirección del Centro de Recursos para el Aprendizaje y la Investigación.

Biblioteca Central - **Karol Wojtyla**

Tesis Digitales Restricciones de uso:

DERECHOS RESERVADOS ©

PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de textos, imágenes, gráficas, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente de donde la obtuvo mencionando el autor o autores involucrados en el documento.

Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



Universidad Popular Autónoma del Estado de Puebla
Centro Interdisciplinario de Posgrados
Investigación y Consultoría
Departamento de Ingeniería
Doctorado en Ingeniería Mecatrónica

Se aprueba la Tesis:

Sistema para rehabilitación en discapacidad motriz: Exoesqueleto

Nombre del Alumno

M.I. Cesar Augusto Arriaga Arriaga

Comité Asesor

Dra. Luz del Carmen Gómez Pavón

Directora de Tesis

Dr. Alfredo Toriz Palacios

Asesor

Dr. Luis Rosales Roldán

Asesor

Puebla, México.

01 de diciembre de 2020

Resumen

En este trabajo de tesis de doctorado se presenta el diseño y construcción de un sistema ergonómico y automatizado, el cual impactará en el proceso de rehabilitación para personas con problemas de discapacidad motriz con una estatura de 1.60m a 1.90m y hasta 100kg de peso. A lo largo de este documento, se exponen las diferentes etapas que fueron necesarias para la realización de este proyecto, que involucra una aplicación para el uso en el cuerpo humano que se encuentra regulado bajo varios parámetros que determinan la efectividad de su uso, por esto, fue necesario primero conocer las características del cuerpo humano, tomándolas como partida para una propuesta de diseño.

A partir de una investigación de los modelos de exoesqueletos convencionales y automatizados, se determinó un criterio para los elementos que debían considerarse para su diseño; abarcando esto los materiales para su estructura, el tipo de actuadores para el movimiento y los elementos mecánicos para reducir la fricción entre estos y los eslabones. Para el diseño de la estructura mecánica se realizó un análisis de materiales y estructural por medio del Método del Elemento Finito a través del software de diseño y simulación SolidWorks®, utilizando su herramienta SolidWorks Simulation; por medio del cual se determinan los esfuerzos y tensiones que presenta cada una de las articulaciones del exoesqueleto y de esta manera, se asegura que el sujeto de prueba realice el proceso de terapia con un factor de seguridad deseable. El modelo matemático se planteó partiendo de un modelo simplificado de la pierna humana, como un mecanismo de tres grados de libertad. Se obtuvo la cinemática directa, inversa y el modelo dinámico, concluyendo con la validación del último por medio de una simulación del sistema mecánico diseñado en SolidWorks®, en conjunto con Matlab® con el complemento Simscape Multibody, empleando de un control Proporcional-Derivativo con Compensación de Gravedad.

El sistema de actuación, el cual se acopla a la estructura metálica diseñada y construida específicamente para este proyecto de tesis, consiste en un actuador eléctrico que desplaza cada articulación móvil y es manejado por un motorreductor de alto torque. El control electrónico del sistema ajusta el movimiento de flexión o extensión de cada articulación del paciente de manera precisa y eficiente, llevándose a cabo desde una interfaz gráfica de usuario diseñada en LabVIEW®, la cual facilita la forma en que se lleva a cabo el proceso de la rehabilitación motriz. El sistema desarrollado se divide en dos partes principalmente: una estructura mecánica y un software de usuario en LabVIEW®.

El control de los actuadores se lleva a cabo a través de una etapa de potencia, para la cual, se desarrolló una interfaz electrónica que comunica a la computadora por medio del protocolo de comunicación inalámbrica wifi. Por otro lado, el software de usuario se desarrolla de tal manera que sea amigable y de fácil manejo para el fisioterapeuta, éste permite el control del exoesqueleto para mover cada articulación del paciente. Para replicar el movimiento de la marcha durante la terapia, el fisioterapeuta ingresará en una de las etapas del software la velocidad adecuada para ejecutar los movimientos de flexión o extensión automáticamente. Adicionalmente, se incluye una opción que permite la generación y manejo de una base de datos para llevar a cabo el seguimiento de las terapias de los pacientes, con base en las indicaciones del médico y el proceso de la terapia.

Índice general

1	Introducción	1
1.1	Exoesqueleto	2
1.2	Problema de investigación	3
1.3	Justificación	4
1.4	Objetivos	5
1.4.1	Objetivo general	5
1.4.2	Objetivos específicos	5
1.5	Alcances y limitaciones	5
1.5.1	Alcances del trabajo	5
1.5.2	Limitaciones del trabajo	6
1.6	Organización del trabajo	6
2	Marco Teórico	7
2.1	Cuerpo humano	7
2.1.1	Anatomía humana	7
2.1.2	Sistema locomotor	8
2.1.2.1	Huesos	9
2.1.2.2	Articulaciones	10
2.1.2.3	Músculos	11
2.1.3	Antropometría	14
2.1.3.1	Dimensiones antropométricas del mexicano	15
2.1.4	Marcha bípeda	15
3	Exoesqueletos	17
3.1	Equipos para rehabilitación	17
3.1.1	Exoesqueleto	17
3.2	Trabajos relacionados	19
3.2.1	Rodilla	20
3.2.2	Cadera-rodilla	20
3.2.3	Rodilla-tobillo	21
3.2.4	Pierna	21
4	Desarrollo del control de movimiento del exoesqueleto	23
4.1	Modelo Cinemático del exoesqueleto de tres grados de libertad	23
4.1.1	Cinemática Directa	23
4.1.2	Cinemática inversa	26
4.1.3	Jacobiano	28
4.2	Modelo Dinámico	28

4.3	Validación del modelo matemático	38
4.3.1	Simscape Multibody	39
4.3.2	Resultados	42
5	Diseño y construcción del exoesqueleto	44
5.1	Selección de materiales para la construcción	44
5.1.1	Actuadores	44
5.1.2	Materiales para la estructura mecánica	46
5.1.3	Rodamientos	46
5.2	Etapas de potencia	47
5.3	Interfaz electrónica	48
5.4	Sistema mecánico	49
5.4.1	Diseño del prototipo	49
5.4.2	Simulación de esfuerzo y carga de la estructura mecánica	52
5.5	Construcción del prototipo	58
6	Implementación y pruebas de funcionamiento del sistema	60
6.1	Sistema de Control	60
6.2	Software de Usuario	61
6.3	Resultados	64
7	Conclusiones	70
	Bibliografía	71

Índice de figuras

1.1	Porcentaje de la población con diferentes discapacidades, [INEGI, 2018]	3
1.2	Distribución porcentual de la población con discapacidad, [INEGI, 2018]	4
2.1	División del cuerpo humano en planos [Gallardo, 2008]	8
2.2	Esqueleto humano	9
2.3	Huesos de la cadera	10
2.4	Huesos de la pierna	10
2.5	Ejemplo de articulación sinovial [Palastanga et al., 2007]	11
2.6	Músculos del muslo [Cirlos & Gutierrez, 1995]	13
2.7	Músculos de la pierna [Cirlos & Gutierrez, 1995]	13
2.8	Músculos del pie [Cirlos & Gutierrez, 1995]	14
2.9	Ciclo de la marcha [Moore & Dalley, 2009]	16
3.1	Exoesqueleto BLEEX (Izq.), Exoesqueleto Sarcos (Der.) [Huo et al., 2016]	18
3.2	Exoesqueleto Nurse-assisting (Izq.), Exoesqueleto HAL-5 (Der.) [Huo et al., 2016]	18
3.3	Exoesqueleto de miembro inferior de 10 grados de libertad (Izq.), Ortesis de extremidad inferior motorizada (Der.) [Huo et al., 2016]	18
3.4	Exoesqueleto FORTIS (Izq.), Exoesqueleto X1 (En medio), Exoesqueleto suave diseñado por el Instituto Wyss (Der.) [Young & Ferris, 2017]	19
3.5	Gráfica de prototipos de articulaciones	22
4.1	Esquemático del exoesqueleto para el análisis cinemático directo.	24
4.2	Sistema diseñado en SolidWorks®	38
4.3	Diagrama a bloques que describen el comportamiento del sistema	39
4.4	Diagrama a bloques del sistema mecánico	41
4.5	Espacio de trabajo de Simscape Multibody	41
4.6	Gráfica de posición de la cadera derecha e izquierda en el ciclo de la marcha humana	42
4.7	Gráfica de posición de la rodilla derecha e izquierda en el ciclo de la marcha humana	42
4.8	Gráfica de posición del tobillo derecho e izquierdo en el ciclo de la marcha humana	43
5.1	Motorreductor marca AndyMark® modelo PG188 [AndyMark, 2020]	45
5.2	Materiales propuestos para el diseño y construcción del exoesqueleto	46
5.3	Balero SKF® modelo 51105 [SKF, 2020]	47
5.4	Driver Pololu® modelo 24v21 [Pololu, 2020]	48
5.5	Tarjeta ESP32 de Espressif® [Espressif, 2020]	48
5.6	Programa implementado en la ESP32	49
5.7	Diseño de la estructura mecánica del exoesqueleto	50
5.8	Plano técnico de la estructura mecánica del exoesqueleto	51

5.9	Diferentes vistas del diseño de la estructura mecánica del exoesqueleto	51
5.10	Resultados del análisis de estructural de la articulación fija de la cadera	52
5.11	Resultados del análisis de estructural de la articulación móvil de la cadera	53
5.12	Resultados del análisis de estructural de la articulación fija de la rodilla	54
5.13	Resultados del análisis de estructural de la articulación móvil de la rodilla	55
5.14	Resultados del análisis de estructural de la articulación fija del tobillo	56
5.15	Resultados del análisis de estructural de la articulación móvil del tobillo	57
5.16	Resultados del análisis de estructural del respaldo del exoesqueleto	58
5.17	Exoesqueleto construido para la rehabilitación de miembros inferiores	59
6.1	Diagrama a bloques del sistema de control a implementar	60
6.2	Panel principal del Software de usuario del sistema	62
6.3	Base de datos del Software de usuario del sistema	63
6.4	Ingreso al Software de usuario del sistema	64
6.5	Análisis de la marcha del sujeto de pruebas	65
6.6	Colocación del sujeto de pruebas en el exoesqueleto	66
6.7	Pruebas realizadas del Sistema para rehabilitación en discapacidad motriz	67
6.8	Pruebas realizadas del Sistema para rehabilitación en discapacidad motriz	68
6.9	Gráfica de posición de cada articulación	69

Índice de tablas

1.1	Exoesqueletos desarrollados [Valdivia et al., 2014] y [Dollar & Herr, 2008]	2
1.2	Causas que provocan discapacidad [INEGI, 2018]	3
2.1	Distribución del cuerpo humano [Tortora & Derrickson, 2013]	14
2.2	Peso y estatura promedio del mexicano (18-25 años) [Mohar, 2018]	15
2.3	Peso y estatura promedio del mexicano (40-50 años) [Mohar, 2018]	15
2.4	Talla promedio de los mexicanos [Lars, 2019]	15
2.5	Etapas de cada fase del ciclo de la marcha [Chaitow & DeLany, 2007]	16
4.1	Parámetros Denavit-Hatenberg	24
4.2	Identidades trigonométricas	25
5.1	Resultados de la articulación móvil de la cadera	53
5.2	Resultados de la articulación fija de la rodilla	54
5.3	Resultados de la articulación móvil de la rodilla	55
5.4	Resultados de la articulación fija del tobillo	56
5.5	Resultados de la articulación móvil del tobillo	57
5.6	Resultados del respaldo del exoesqueleto	58
6.1	Resultados del análisis goniométrico	64
6.2	Resultados del análisis goniométrico de la marcha	65

Capítulo 1

Introducción

La marcha es la capacidad de desplazamiento que caracteriza a los miembros del reino animal. En particular, el ser humano ha desarrollado como sistema de locomoción la marcha bípeda, que consiste en la repetición de un movimiento rítmico y alternante de las extremidades inferiores, en cada ciclo hay dos pasos: derecho e izquierdo. De igual manera, hay una fase de apoyo del pie en el suelo y otra de oscilación, donde la extremidad no se encuentra apoyada en el suelo y se prepara para el siguiente apoyo [Sánchez Blanco & Aguila Maturana, 2006].

Existen enfermedades que afectan el ciclo de la marcha, las cuales son conocidas como enfermedades neuromusculares. Estas están conformadas por más de 150 enfermedades neurológicas, las que en su mayoría afectan los nervios que controlan los músculos voluntarios. Las neuronas envían mensajes que controlan los músculos para realizar determinadas actividades. Cuando las neuronas enferman o mueren, se pierde la comunicación entre el sistema nervioso y el sistema muscular. Como resultado de esto, se puede producir espasmos musculares, calambres, dolores y problemas en las articulaciones y en el movimiento [Caro et al., 2014].

Las enfermedades neuromusculares constituyen un grupo de afecciones con características especiales y son padecidas por un gran número de personas que acuden a los centros de rehabilitación. El tratamiento de cada persona que padece alguna enfermedad neuromuscular constituye un reto para la rehabilitación, no solo se tiene un impacto psicológico, familiar, social y económico, sino también constituye un curso variable y progresivo, en el cual se establece un plan de tratamiento dinámico con objetivos modificables y ajustables, los cuales dependen de la evolución del paciente [Durán et al., 2008].

Un ejemplo de enfermedad neuromuscular es la paraparesia espástica (SP, por sus siglas en inglés) o también conocida como Síndrome de Strumpell-Lorrain. Es un tipo de neuropatía familiar, cuya característica es la espasticidad de los miembros inferiores, acompañada de debilidad muscular progresiva. La lesión neurológica que responde al daño de este síndrome proviene de la vía motora central de las neuronas piramidales de la corteza motora, de donde parten las haces piramidales que llegan hasta la médula espinal contralateral [Ortíz, 2016].

Esta enfermedad puede ocurrir entre el primer año de vida y la adultez. Clínicamente, la SP pueden dividirse en dos grupos principales, formas puras y formas complejas o complicadas. Las formas puras corresponden a hallazgos clínicos frecuentes como: enfermedad hereditaria, trastorno de la marcha de manera progresiva, espasticidad de miembros inferiores, entre otras. Por otro lado, el grupo de las formas complejas o complicadas son las que también pueden presentar epilepsia, ictiosis, neuropatía sensitiva, atrofia del nervio óptico, entre otras cosas [Fejerman, 2007].

Para el tratamiento de estas patologías se han desarrollado sistemas de rehabilitación motriz o exoesqueletos como se conoce comúnmente como los que presentan en la siguiente sección.

1.1. Exoesqueleto

La robótica en la fisioterapia ha ido evolucionando conforme pasan los años, con el avance de la tecnología se han desarrollado órtesis relativamente pequeñas y ligeras, las cuales contribuyen en la rehabilitación de las funciones motrices. Actualmente, son pocos los centro de rehabilitación que cuentan con sistemas de órtesis automatizadas de tipo pasivo y mucho menos de tipo activo, aunque el término más adecuado para este tipo de sistemas es exoesqueleto.

El exoesqueleto es un dispositivo mecánico que está conformado por palancas, el cual se ajusta al cuerpo de un usuario (paciente) y funciona en conjunto para asistir los movimientos de este [Rodríguez-Prunotto et al., 2014]. Los exoesqueletos son estructuras mecánicas externas que aumentan la potencia o incrementan la movilidad de un segmento del cuerpo, estos frecuentemente se utilizan con fines militares o de rehabilitación [Ortíz, 2017].

Para el proceso de la rehabilitación, los exoesqueletos robóticos son sistemas mecatrónicos. Estos pueden ser sistemas estáticos o sistemas portátiles. Los primeros, emplean elementos complementarios como un sistema de suspensión y una banda sin fin. Existen prototipos basados en una sola articulación, que facilitan la marcha del paciente corrigiendo el equino del tobillo y asistiendo en el movimiento. El exoesqueleto aplica fuerzas sobre diferentes segmentos y articulaciones, con el objetivo de obtener información cinemática e información cinética. Gracias al exoesqueleto se puede tratar, analizar y caracterizar cada articulación de manera independiente y, así obtener una retroalimentación sobre los efectos de las fuerzas aplicadas [Ortíz, 2017].

Estos sistemas tienen como finalidad proporcionar al paciente un caminado natural, aun cuando el paciente no tiene fuerza muscular en las extremidades. En la tabla 1.1 se muestran los exoesqueletos desarrollados hasta hace algunos años, dentro de los datos presentados están: el nombre del exoesqueleto, tipo de trastorno para el que fueron diseñados, el tipo de pruebas que se realizaron con ellos y la situación actual del producto, los grados de libertad y, por último, el tipo de accionamiento y de controlador.

Nombre del dispositivo	Año	Tipo de Trastorno	Situación actual	Pruebas	GDL	Tipo de accionamiento	Tipo de controlador
<i>Lokomat</i>	2000	Lesión de médula espinal	Comercial	Clínicas	3	Servomotor	Híbrido
<i>ARTHuR</i>	2002	Lesión de médula espinal	Prototipo	Clínicas	3	Motor CD	Impedancia
<i>Reo-Ambulator</i>	2004	Lesión de médula espinal	Comercial	Clínicas	4	Servomotor	Híbrido
<i>POGO and PAM</i>	2006	Discapacidad motriz	Prototipo	Experimentales	3	Servomotor	Impedancia
<i>LOPES</i>	2007	Lesión de médula espinal	Prototipo	Clínicas	3	Servomotor	Impedancia
<i>ALEX</i>	2007	Discapacidad motriz	Prototipo	Clínicas	3	Motor CD	Par calculado
<i>ReWalk</i>	2011	Discapacidad motriz	Comercial	Clínicas	3	Motor CD	Híbrido
<i>HAL</i>	2012	Discapacidad motriz	Comercial	Clínicas	3	Bioseñales	Híbrido
<i>ALEX II</i>	2013	Discapacidad motriz	Prototipo	Experimentales	3	Motor CD	Híbrido

Tabla 1.1: Exoesqueletos desarrollados [Valdivia et al., 2014] y [Dollar & Herr, 2008]

En la sección 3.2 se dará una descripción más detallada de los sistemas presentados en esta tabla.

1.2. Problema de investigación

Con base en las cifras recolectadas por la ENADID (Encuesta Nacional de la Dinámica Demográfica) en el 2018, de la población total que habitaba en la República Mexicana (120 millones de personas), aproximadamente 7.1 millones contaba con alguna discapacidad o limitación como: caminar, subir o bajar las escaleras usando sus piernas, ver, mover o usar sus brazos o manos, aprender, recordar o concentrarse, escuchar, bañarse, vestirse o comer, hablar o comunicarse y, problemas emocionales o mentales. De la población con alguna discapacidad, el 64.1 % cuenta con una discapacidad motriz [INEGI, 2018]. De los datos adquiridos de la ENADID se puede producir la gráfica 1.1, presentando los porcentajes correspondientes a cada una de las diferentes discapacidades.

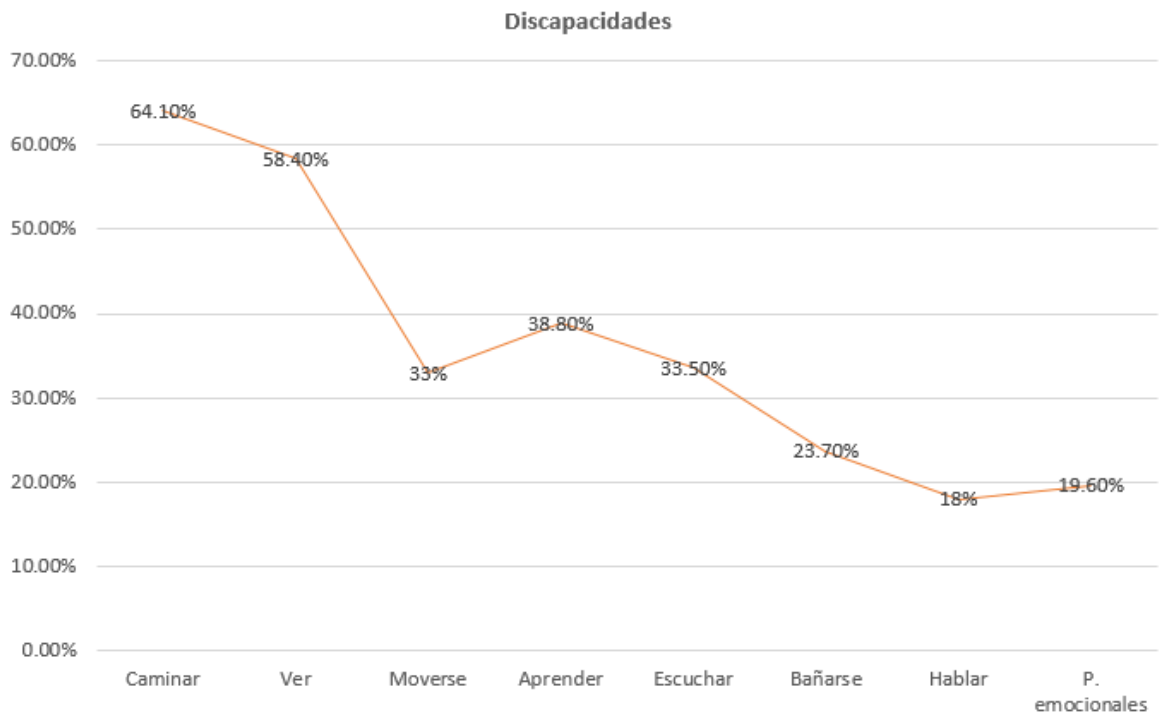


Figura 1.1: Porcentaje de la población con diferentes discapacidades, [INEGI, 2018]

En la tabla 1.2, se muestran algunas de las causas de las diferentes discapacidades y sus porcentajes. De igual manera, se observa que dos de las causas que provocan alguna de las discapacidades son por enfermedad o por edad avanzada.

Tipo de discapacidad	Causa de la discapacidad					
	Enfermedad	Edad Avanzada	Nacimiento	Accidente	Violencia	Otra causa
Total	41.3	33.1	10.7	8.8	0.6	5.5
Caminar, subir o bajar	49.0	25.1	5.8	16.2	0.3	3.6
Ver	44.3	36.7	9.1	5.6	9.2	4.1
Mover o usar extremidades	47.8	29.2	6.1	14.1	0.5	2.3
Aprender, recordar	27.5	48.7	13.2	3.3	1.0	6.3
Escuchar	28.9	49.6	9.3	6.3	0.8	5.1
Bañarse, vestirse	45.6	25.9	10.1	9.5	0.4	8.5
Hablar	34.6	19.9	31.8	3.6	0.6	9.5
Problemas emocionales	45.5	16.9	18.1	4.2	2.4	12.9

Tabla 1.2: Causas que provocan discapacidad [INEGI, 2018]

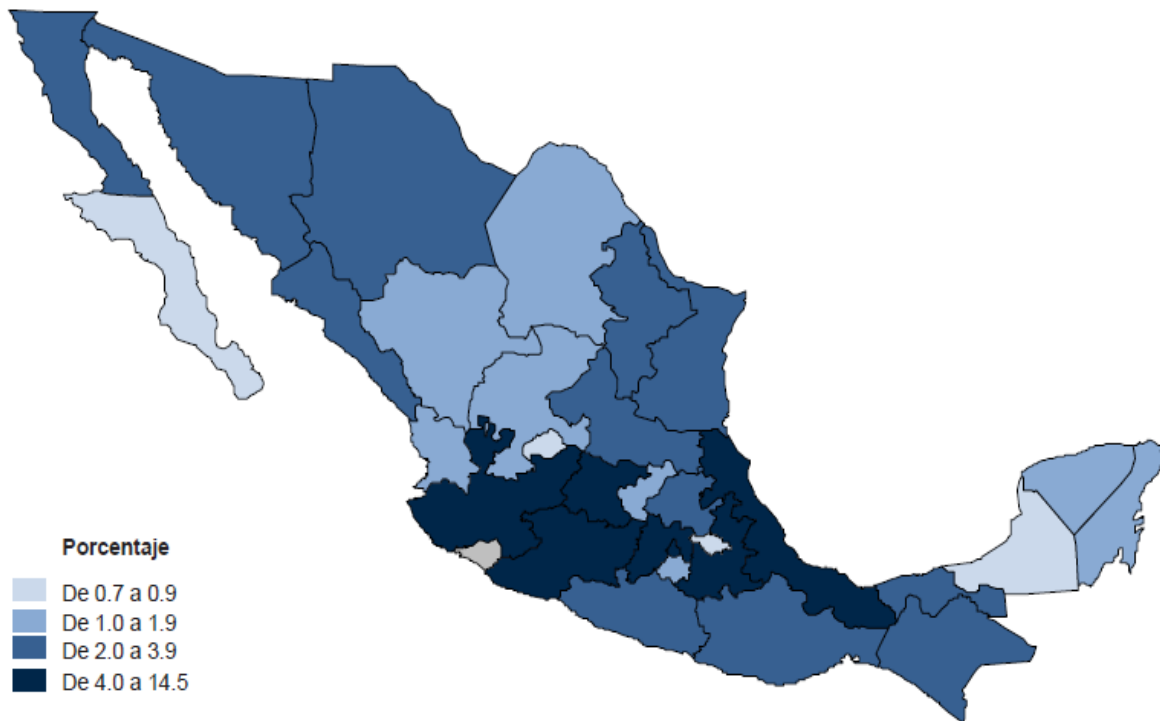


Figura 1.2: Distribución porcentual de la población con discapacidad, [INEGI, 2018]

En la figura 1.2, se presenta la distribución de la población con alguna discapacidad a lo largo de la república mexicana. En 2018, casi la mitad de la población con discapacidad residente en el país (49.6 %) se concentra en siete entidades federativas: México (14.6 %), Jalisco (8.1 %), Veracruz (7.5 %), Ciudad de México (5.8 %), Guanajuato (4.6 %), Puebla (4.5 %) y Michoacán (4.4 %).

Enfocándose en el estado de Puebla, por cada 1000 habitantes 52 tienen alguna discapacidad. De la población con alguna discapacidad en el estado, el 44.5 % son hombres, por tanto, el 55.5 % son mujeres. Las estadísticas con respecto a la edad, de 0-14 años el 9.0 % presenta una discapacidad, el 13.3 % corresponde a las edades de 15-29 años, para los adultos en edades de 30-59 años el 29.8 % cuentan con una discapacidad y, por último, para los adultos mayores de 60 años en adelante el 47.9 % tiene una discapacidad [INEGI, 2018].

Actualmente, gracias al avance de la tecnología y en especial en la área de la robótica, es posible desarrollar sistemas especializados para la rehabilitación. Hoy en día, existen pocos centros de rehabilitación que cuentan con los instrumentos necesarios para realizar este proceso, pero existen listas de espera interminables para recibir la ayuda. Por tal motivo es necesario el diseño de sistemas para la rehabilitación de miembros inferiores que sea accesible y que la implementación sea de bajo costo. Para así, poder contribuir en la innovación tecnológica de nuestro país.

1.3. Justificación

En la actualidad, existe una gran variedad de prototipos y diseños de prótesis del miembro inferior para rehabilitación empleando diferentes técnicas de control, como es el caso de control intuitivo, control basado en señales electromiográficas, controladores no lineales tipo PD-PID, control inteligente (redes neuronales, algoritmos genéticos, lógica difusa y sistemas expertos), inteligencia artificial, control por ecos y control mediante reglas basadas en el nivel de coordinación [Martínez et al., 2010].

De igual manera, existen diferentes prototipos dentro del mercado como lo es el Lokomat, el cual sirve para la rehabilitación de personas con capacidades diferentes, como es el caso en el Centro de Rehabilitación Integral Teletón (CRIT). Otro ejemplo es ARKE, diseñada por InMotion en unión con Bionik Laboratories, el cual es un equipo de exoesqueleto de miembro inferior, cuya función es la rehabilitación en pacientes paraplégicos o en sillas de ruedas, con el fin de que puedan caminar de forma autónoma [InMotion, 2019].

En México, no todas las instituciones de salud cuentan con el equipo suficiente para llevar a cabo la rehabilitación de personas con discapacidad de miembros inferiores. En el área de robótica, es de especial interés desarrollar tecnología sustentable y a bajo costo, que en conjunto con otras disciplinas (medicina, mecatrónica, entre otras) puedan beneficiar a diferentes sectores de la sociedad. Por esta razón, es importante diseñar un sistema de rehabilitación que será implementado en personas con discapacidad motriz.

1.4. Objetivos

Los objetivos para el desarrollo de la tesis, están conformados de la siguiente manera:

1.4.1. Objetivo general

- Diseñar y desarrollar un sistema de tres grados de libertad mediante un sistema de control para la rehabilitación motriz de los miembros inferiores enfocado al proceso de la marcha.

1.4.2. Objetivos específicos

- Revisar el diseño de estructuras mecánicas de los sistemas automatizados para rehabilitación de miembros inferiores.
- Diseñar la propuesta para el mecanismo de la estructura mecánica con ayuda de un software de diseño y análisis CAD/CAE.
- Proponer y analizar los materiales para el sistema mecánico propuesto.
- Realizar el análisis computacional y la optimización del sistema mecánico propuesto por medio del Método de Elemento Finito.
- Realizar la construcción de la estructura del sistema propuesto y analizado.
- Identificar un sistema de control para el movimiento y estabilidad del sistema mecánico para la articulaciones seleccionadas y adaptarlo al comportamiento del sistema construido.
- Integrar el sistema de control propuesto sobre el sistema y realizar pruebas de su funcionamiento.

1.5. Alcances y limitaciones

1.5.1. Alcances del trabajo

Dentro de los alcances del desarrollo del tema de tesis se encuentran:

- Diseño de un sistema mecánico de tres grados de libertad para rehabilitación de miembros inferiores.
- Construcción de un prototipo de exoesqueleto por medio de la Manufactura Asistida por Computadora.

1.5.2. Limitaciones del trabajo

Dentro de las limitaciones del desarrollo del tema de tesis se encuentran:

- Encontrar el hardware necesario para el diseño y construcción del sistema mecánico tomando en cuenta que hoy en día en México es difícil acceder a tecnología especializada.
- Este tipo de terapias esta enfocada únicamente a pacientes que han tenido una rehabilitación previa fortaleciendo sus miembros inferiores permitiendo que se sostengan en pie con la ayuda de un bastón o andadera.

1.6. Organización del trabajo

En el Capítulo 1, se contextualiza la problemática a resolver, de igual manera se presenta una justificación del porqué es importante resolver el problema. Se formula una serie de preguntas relacionadas a los objetivos específicos y, por último, se exponen tanto los alcances como las limitaciones para el desarrollo de este trabajo.

En el Capítulo 2, se presenta el marco teórico, donde se aborda a grandes rasgos los diferentes aspectos que conforman el sistema locomotor, con el objetivo de diseñar el exoesqueleto mecánico.

En el Capítulo 3, se muestran los trabajos trabajos más relevantes y relacionados que se han reportado en la literatura.

En el Capítulo 4, se presenta el desarrollo del modelo cinemático y dinámico del sistema para proponer un algoritmo de control para simular el movimiento de la marcha humana.

En el Capítulo 5, se presentan la selección de materiales y elementos necesarios para la construcción del exoesqueleto, además, la etapa de potencia y la interfaz electrónica para el control del sistema y el diseño de la estructura mecánica realizada en SolidWorks. Se muestran los resultados de las simulaciones de los análisis de tensiones, desplazamientos y deformaciones de la estructura a través del Método del Elemento Finito por medio de SolidWorks mediante su herramienta SolidWorks Simulation. Posteriormente se presenta la construcción del sistema propuesto.

En el Capítulo 6, se presenta el sistema de control a implementar para la automatización del sistema para rehabilitación en discapacidad motriz, así como los resultados obtenidos de esta implementación.

En el Capítulo 7, se dan las conclusiones generales del trabajo desarrollado en el presente trabajo de tesis.

Capítulo 2

Marco Teórico

En este capítulo se presenta el marco teórico, donde se aborda a grandes rasgos los diferentes aspectos que conforman el sistema locomotor, con el objetivo de diseñar el exoesqueleto mecánico. Partiendo de la descripción del cuerpo humano, la dinámica de la marcha y la antropometría mexicana.

2.1. Cuerpo humano

Con el fin de poder desarrollar un exoesqueleto que cumpla con las características para adaptarse al cuerpo humano, es necesario determinar cuales son las que deberán ser consideradas en el diseño del sistema.

2.1.1. Anatomía humana

Dentro de la anatomía humana existen conceptos que ayudan a localizar puntos específicos. Como son los siguientes:

- Craneal. Indica la dirección superior de la cabeza.
- Caudal. Supone la dirección cercana a los pies.
- Anterior o Ventral. Hacia la parte delantera o hacia el frente.
- Posterior o Dorsal. Lo que se encuentra en la parte trasera.
- Medial o Proximal. Está próximo a la línea media del cuerpo.
- Lateral o Distal. Está alejado de la línea media del cuerpo.
- Profundo. Hacia el interior del cuerpo.
- Periférico o Superficial. Hacia la superficie corporal.

El cuerpo humano se puede situar en un sistema de referencia tridimensional, el cual parte del centro de gravedad del humano. Se define como eje a la línea sobre la cual gira la articulación y plano a la superficie que se localiza perpendicular al eje. Los movimientos del cuerpo pueden reducirse en tres planos y quedan determinados por las modificaciones de la magnitud de los ángulos articulares [Gallardo, 2008]. En la figura 2.1 se puede observar la división del cuerpo humano.

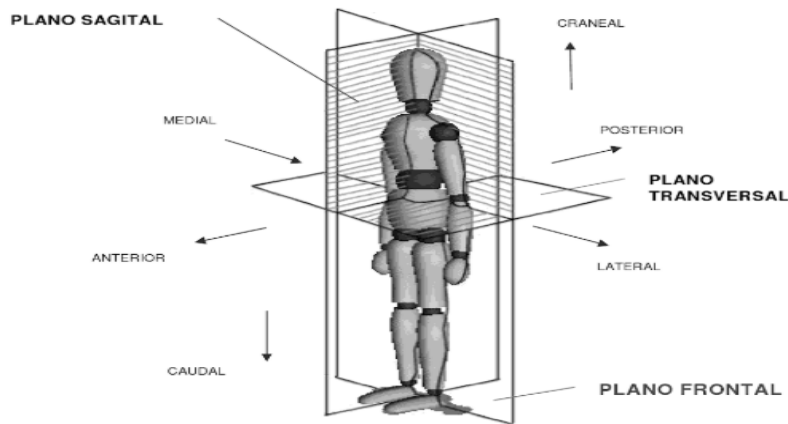


Figura 2.1: División del cuerpo humano en planos [Gallardo, 2008]

Los movimientos corporales se dividen de forma genérica:

- Flexión. Movimiento en el que dos segmentos de una articulación se aproximan, reduciendo el ángulo articular.
- Extensión. Movimiento contrario a la flexión, este se produce cuando dos segmentos de una articulación se separan.
- Hiperextensión. Movimiento de extensión en el que se va más allá de la posición anatómica.
- Aducción. Movimiento de un segmento que se separa lateralmente de la línea media del cuerpo.
- Abducción. Movimiento de un segmento del cuerpo en un plano coronal
- Rotación. Movimiento en la que una parte del cuerpo gira sobre su propio eje longitudinal.

2.1.2. Sistema locomotor

El sistema locomotor está constituido por el sistema esquelético (sistema locomotor pasivo) y por el sistema muscular (sistema locomotor activo). Estos a su vez, están formados por [Gallardo, 2008]:

- Huesos
- Articulaciones
- Ligamentos
- Músculos
- Tendones

A continuación, se presenta como están constituidos cada uno de estos elementos, tanto de manera general (todo el cuerpo) como de manera específica (miembros inferiores).

2.1.2.1. Huesos

El hueso es una matriz orgánica de tejido conectivo fibroso impregnado de sales minerales. Por una parte, el tejido conectivo proporciona resistencia y elasticidad, mientras que las sales proporcionan dureza y rigidez. Los huesos se pueden clasificar según su forma:

- Huesos largos. Se localizan en las extremidades.
- Huesos cortos. Se pueden encontrar en las muñecas y en los pies, los cuales son los huesos del carpo y los tarsianos.
- Huesos planos. Son largos y pueden ser curvos, ejemplo de ellos son la bóveda del cráneo y las costillas.
- Huesos irregulares. Son el resto de los huesos que no entran en las categorías anteriores, incluyen las vértebras y huesos que constituyen el cráneo y la cara [Palastanga et al., 2007].

El cuerpo humano, en su etapa adulta cuenta con 206 huesos [Latarjet & Liard, 2004]. En la figura 2.2 se puede observar una clara representación del esqueleto humano efectuando diferentes movimientos.



Figura 2.2: Esqueleto humano

Mientras que el miembro inferior está constituido por los siguientes huesos:

- Hueso coxal (ilíaco).
- Fémur
- Patela (rótula).
- Tibia
- Fíbula (peroné).
- Huesos del tarso.
- Huesos del metatarso.
- Falanges de los dedos del pie.



Figura 2.3: Huesos de la cadera



Figura 2.4: Huesos de la pierna

2.1.2.2. Articulaciones

Los huesos se unen para formar articulaciones y así poder generar movimientos. Estas se pueden agrupar en clases bien definidas [Palastanga et al., 2007]:

- Articulaciones fibrosas. Estas articulaciones son de tres tipos: suturas, gonfosis y sindesmosis. Las primeras se encuentran en el cráneo, las segundas se pueden encontrar en las raíces de los dientes que se mantienen en los alvéolos del maxilar y la mandíbula, y las últimas articulaciones se pueden encontrar en la articulación tibioperonea inferior y la membrana interósea que media entre el radio y el cúbito.
- Articulaciones cartilaginosas. Existen dos tipos de articulaciones: cartilaginosas primarias y secundarias. Las primarias son uniones pasajeras entre huesos por medio de cartílagos, mientras que las secundarias, son uniones cartilaginosas poco movibles y definitivas.
- Articulaciones sinoviales. Estas son un tipo de articulación de movimiento libre, cuya limitación la imponen los músculos, ligamentos y cápsulas articulares asociados.

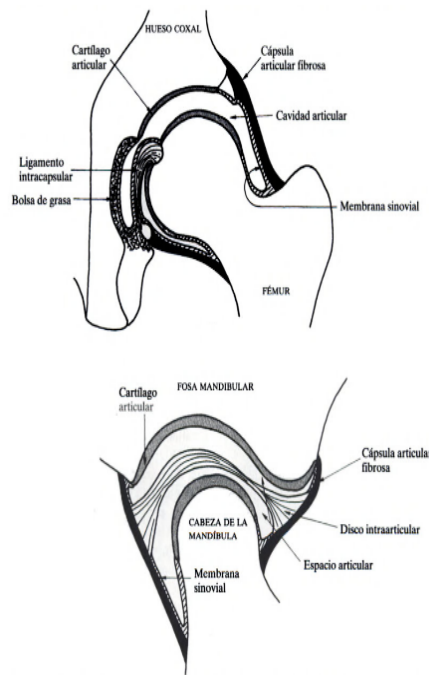


Figura 2.5: Ejemplo de articulación sinovial [Palastanga et al., 2007]

Las articulaciones correspondientes a los miembros inferiores son:

- Articulación coxal. Es la articulación de la cavidad cotiloidea del hueso coxal con la cabeza del fémur.
- Articulación de la rodilla. Articulación de la extremidad inferior del fémur con la rótula y con la extremidad superior de la tibia.
- Articulación talocrural. Es la articulación de las extremidades inferiores de la tibia y peroné con el astrágalo.
- Articulaciones intertarsianas. Son las articulaciones de los huesos del tarso entre sí.
- Articulaciones tarsometatarsianas. Son las articulaciones de las cuñas y el cuboides con la extremidad posterior de los metatarsianos.
- Articulaciones intermetatarsianas. Son las articulaciones de las extremidades posteriores de los huesos del metatarso entre sí.
- Articulaciones metatarsofalángicas. Son las articulaciones de las extremidades anteriores de los metatarsianos con las primeras falanges de los dedos.
- Articulaciones interfalángicas. Son las articulaciones de las falanges de los dedos entre sí [Ruiz Vargas, 2002].

2.1.2.3. Músculos

El cuerpo cuenta con 3 variedades de músculos:

- Músculo liso (músculo involuntario o no estriado).

- Músculo cardíaco.
- Músculo esquelético (músculo voluntario o estriado).

El músculo liso forma la túnica muscular de las paredes de los vasos sanguíneos y de los órganos huecos. El músculo cardíaco no está bajo control voluntario, pero como presenta estriaciones se puede considerar distinto al músculo esquelético.

Mientras que el músculo esquelético, constituye más de un tercio del total de la masa del cuerpo humano. Estos constan de fibras musculares estriadas sin ramificaciones y unidas por tejido conjuntivo laxo. Los músculos tienen diferentes formas, pueden ser planos, cortos y densos, y largos y finos [Palastanga et al., 2007].

Los músculos de las extremidades inferiores son:

- Músculos de la pelvis.
- Músculos del muslo.
- Músculos de la pierna.
- Músculos del pie.

Los músculos que conforman la pelvis son:

- Psoas ilíaco. Se extiende desde las vértebras lumbares hasta el trocánter menor del fémur.
- Glúteos. Son tres músculos: mayor, medio y menor, se insertan en los huesos coxales y en el fémur.
- Obturadores. Son dos: externo e interno, estos se extienden desde la periferia del agujero obturador al trocánter mayor del fémur [Cirlos & Gutierrez, 1995].

Los músculos del muslo son los siguientes:

- Sartorio o costurero. Se extiende desde el ilíaco a la cresta de la tibia.
- Cuádriceps. Este músculo se divide en 4 porciones: vasto externo, vasto interno, recto anterior y crural.
- Bíceps crural. Uno de sus haces se inserta en el isquion del coxal, y el tendón inferior se inserta en el fémur y en la cabeza del peroné.
- Semitendinoso y semimembranoso. De igual manera, se inserta en el isquion por la parte superior y por la parte inferior se inserta en la tibia [Cirlos & Gutierrez, 1995].

En la figura 2.6, se muestran los músculos que conforman el muslo.

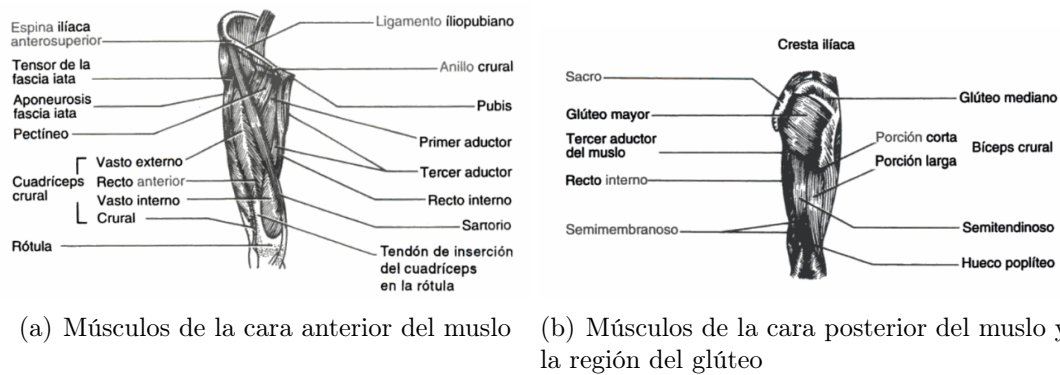


Figura 2.6: Músculos del muslo [Cirlos & Gutierrez, 1995]

Con respecto a los músculos de la pierna:

- Tibial anterior. Este se extiende desde la tuberosidad anterior de la tibia hasta el tarso y metatarso.
- Extensor largo de los dedos. Se encuentra desde la parte superior de la tibia y el peroné hasta la segunda y tercera falanges de los dedos del pie.
- Gemelos. Se localizan en la cara posterior de la pierna y forman la pantorrilla.
- Sóleo. Se extiende desde la parte media de la pantorrilla hasta el tendón de Aquiles.

En la figura 2.7, se observa como está constituida la parte de la pierna.

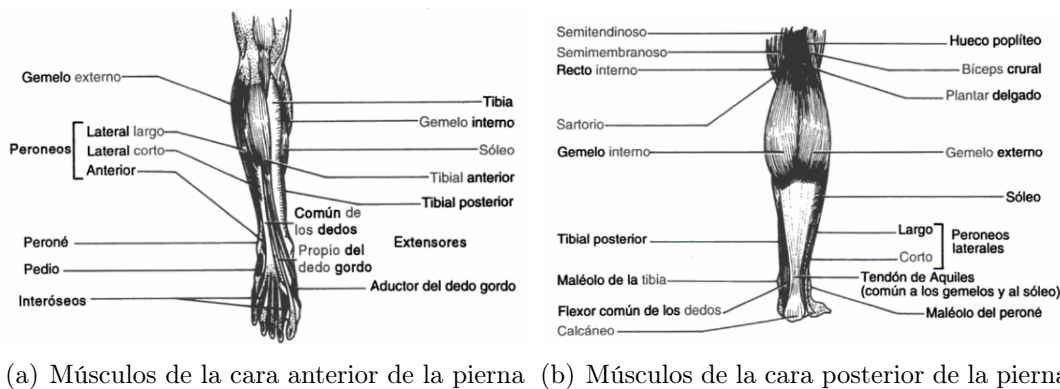


Figura 2.7: Músculos de la pierna [Cirlos & Gutierrez, 1995]

Y por último, los músculos que conforman el pie son los siguientes:

- Flexor largo común de los dedos. Este músculo va desde la cara posterior de la tibia a las terceras falanges de los últimos cuatro dedos.
- Flexor largo del pulgar. Va desde la parte inferior del peroné a la última falange del pulgar.
- Abductor del pulgar. Se extiende desde el calcáneo hasta la primera falange del dedo pulgar [Cirlos & Gutierrez, 1995].

En la figura 2.8, se muestran los músculos que constituyen al pie.

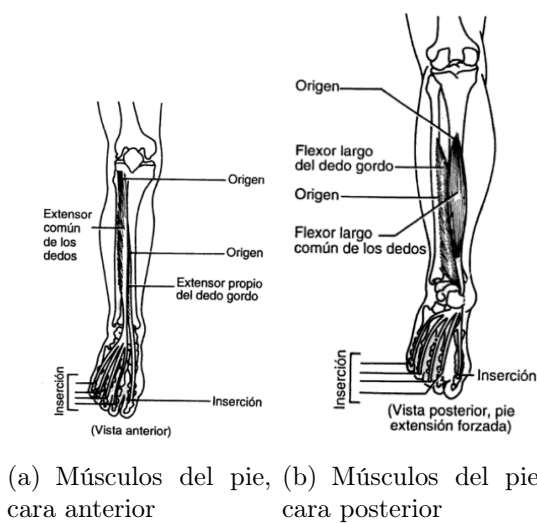


Figura 2.8: Músculos del pie [Cirlos & Gutierrez, 1995]

2.1.3. Antropometría

La antropometría es un indicador que tiene como propósito cuantificar la variación entre las dimensiones físicas y la composición del cuerpo humano en diferentes edades [Montesinos-Correa, 2014]. En la tabla ?? se muestran los porcentajes del peso corporal humano.

Parte del cuerpo	Porcentaje (%)	Subdivisión	
Cabeza	9	3%	Cara
		3%	Cuello
		3%	Cuero cabelludo
Tronco anterior	18	9%	Tórax
		9%	Abdomen
Tronco posterior	18	9%	Dorso
		9%	Región Lumbosacra
Miembro superior derecho	9	3%	Brazo
		3%	Antebrazo
		3%	Mano
Miembro superior izquierdo	9	3%	Brazo
		3%	Antebrazo
		3%	Mano
Miembro inferior derecho	18	9%	Muslo
		6%	Pierna
		3%	Pie
Miembro inferior izquierdo	18	9%	Muslo
		6%	Pierna
		3%	Pie
Ingles y genitales	1	1%	Ingles y genitales
Total	100	100%	

Tabla 2.1: Distribución del cuerpo humano [Tortora & Derrickson, 2013]

2.1.3.1. Dimensiones antropométricas del mexicano

Basado en datos de 17364 personas mayores de 18 años, la Cámara Nacional de la Industria del Vestido encontró que, el mexicano pesa en promedio 74.8 kg. y mide 1.64 m; mientras que, la mexicana pesa 68.7 kg. y mide 1.58 m. [Mohar, 2018]. Por rangos de edad, se tienen los siguientes:

18 a 25 años		
Género	Peso (kg)	Estatura (m)
Hombre	70.4	1.67
Mujer	62.9	1.61

Tabla 2.2: Peso y estatura promedio del mexicano (18-25 años) [Mohar, 2018]

40 a 50 años		
Género	Peso (kg)	Estatura (m)
Hombre	77.3	1.67
Mujer	72.2	1.61

Tabla 2.3: Peso y estatura promedio del mexicano (40-50 años) [Mohar, 2018]

Por otra parte, [Lars, 2019] se encargó de publicar la altura y peso promedio de 132 países, a continuación se muestra los datos correspondientes a México:

Género	Peso (kg)	Estatura (m)
Hombre	77.6	1.68
Mujer	69.4	1.56

Tabla 2.4: Talla promedio de los mexicanos [Lars, 2019]

2.1.4. Marcha bípeda

Las extremidades inferiores forman parte de la bipedestación (capacidad de los bípedos para estar erguidos y sobre sus extremidades inferiores) y ambulación. La ambulación o locomoción es una función compleja, puede dividirse en fases alternantes de oscilación y apoyo. A este conjunto de fases se le conoce como ciclo de la marcha.

La fase de apoyo se constituye por una etapa inicial y una final:

- Golpe de talón.
- Despegue del antepié.

Mientras que, la fase de oscilación consta de las siguientes etapas inicial y final:

- Despegue de los dedos.

- Talón se apoya sobre el suelo.

Entre cada etapa inicial y final de ambas fases, existen diferentes acciones que se presenta en la tabla ?? mismas que se aprecian mejor en la fig 2.9:

Fase de apoyo	Fase de oscilación
Contacto inicial	Fase oscilatoria inicial
Respuesta de carga	Fase oscilatoria media
Fase estática media	Fase oscilatoria terminal
Fase estática terminal	
Fase preoscilatoria	

Tabla 2.5: Etapas de cada fase del ciclo de la marcha [Chaitow & DeLany, 2007]

La fase de oscilación ocupa aproximadamente el 40 % del ciclo de la marcha, mientras que, la fase de apoyo el 60 % [Moore & Dalley, 2009]. En la figura 2.9, se puede observar todo el ciclo de la marcha, al igual que, los músculos que interactúan en este ciclo.

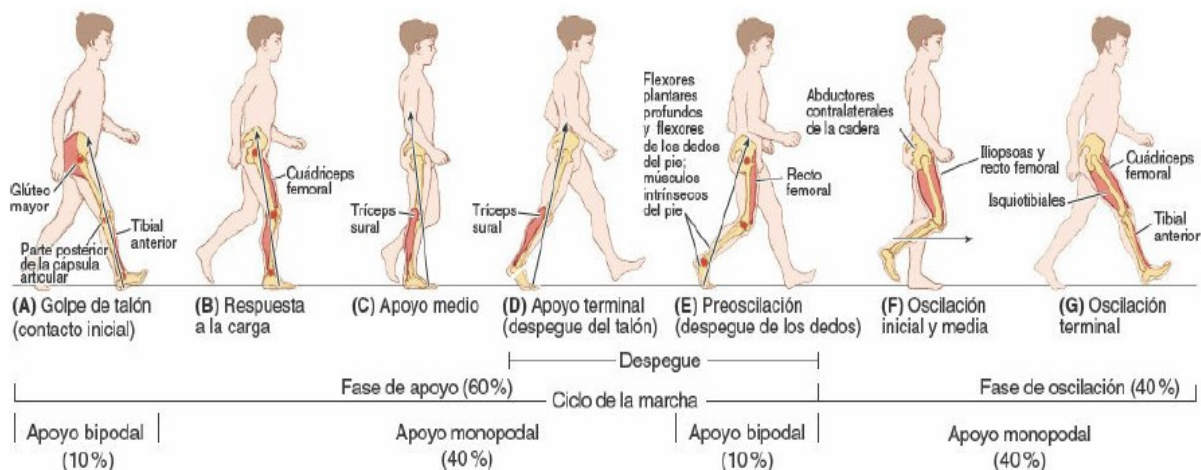


Figura 2.9: Ciclo de la marcha [Moore & Dalley, 2009]

Retomando la figura 2.9, se observa el ciclo como un 100 % y se puede dividir el apoyo que se ejerce en una pierna o ambas piernas en porcentajes, a continuación se muestra la distribución [Moore & Dalley, 2009]:

- Apoyo bipodal (10 %)
- Apoyo monopodal (40 %)
- Apoyo bipodal (10 %)
- Apoyo monopodal (40 %)

En esta capítulo se presentaron características del sistema locomotor, con el objetivo de diseñar el exoesqueleto mecánico. Además, se presentó el ciclo de la marcha humana que permitirá proponer una trayectoria para replicar estos movimientos por medio de la simulación que se presenta el capítulo 4.

Capítulo 3

Exoesqueletos

En esta capítulo se dará una breve explicación de los sistemas para rehabilitación motriz, de manera muy puntual, los exoesqueletos. Posteriormente, se presentan trabajos realizados por otros autores clasificándolos por las articulaciones a las que asisten y que han servido de referencia para el desarrollo de este trabajo de tesis.

3.1. Equipos para rehabilitación

Una persona está expuesta a sufrir lesiones en alguna de las diferentes articulaciones del cuerpo, como la rodilla o el tobillo. Existen diferentes causas, como pueden ser el desgaste natural del cuerpo, algún accidente o lesión por practicar algún deporte, o como consecuencia de algún accidente automovilístico. Por estas razones, resulta importante el diseño y la construcción de mecanismos que ayuden en el proceso de la rehabilitación, con el objetivo de mejorar los movimientos de las articulaciones lesionadas [López et al., 2014].

Existen diferentes mecanismos que pueden ser usados dentro del proceso de rehabilitación, como cintas de marcha, modelos para hacer ejercicios sentados, sistemas de descarga de peso, piscinas para la acuaterapia y, los exoesqueletos. En estos últimos, se centra el desarrollo del trabajo de tesis. Para tener más claro en qué consisten los exoesqueletos, a continuación, se dará una breve explicación de su funcionamiento y presentarán algunos ejemplos.

3.1.1. Exoesqueleto

Un exoesqueleto se define como un dispositivo mecánico activo, que es esencialmente de naturaleza antropomórfica, usado por un operador, el cual se ajusta a su cuerpo y funciona en paralelo a los movimientos que realiza. En general, es un dispositivo que incrementa el rendimiento y la fuerza del usuario [Dollar & Herr, 2008].

Los exoesqueletos y las ortesis activas son dos ejemplos típicos de robots portátiles. Las ortesis activas están equipadas con accionamiento eléctrico y generalmente, se usan para ayudar a los pacientes a modificar o recuperar la función motora del sistema neuromuscular y esquelético [Huo et al., 2016].

Para desarrollar exoesqueletos robóticos, portátiles y seguros, generalmente se deben tener en cuenta tres aspectos principales: el diseño del actuador, la estrategia de control y los métodos de validación para la evaluación del desempeño. A continuación, de las figuras 3.1 a 3.4 se presentan algunos ejemplos de exoesqueletos comerciales.



Figura 3.1: Exoesqueleto BLEEX (Izq.), Exoesqueleto Sarcos (Der.) [Huo et al., 2016]

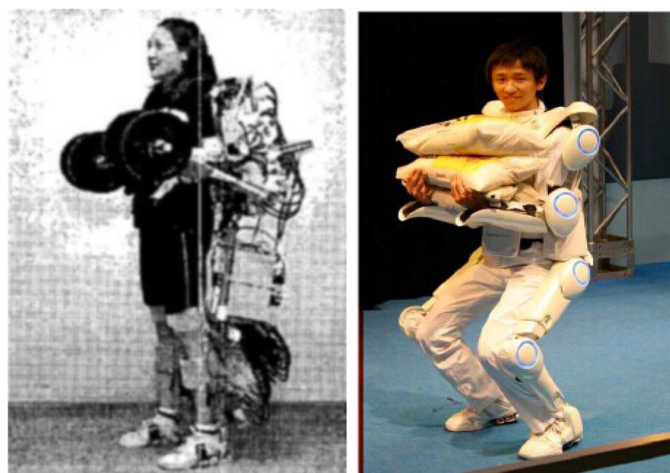


Figura 3.2: Exoesqueleto Nurse-assisting (Izq.), Exoesqueleto HAL-5 (Der.) [Huo et al., 2016]

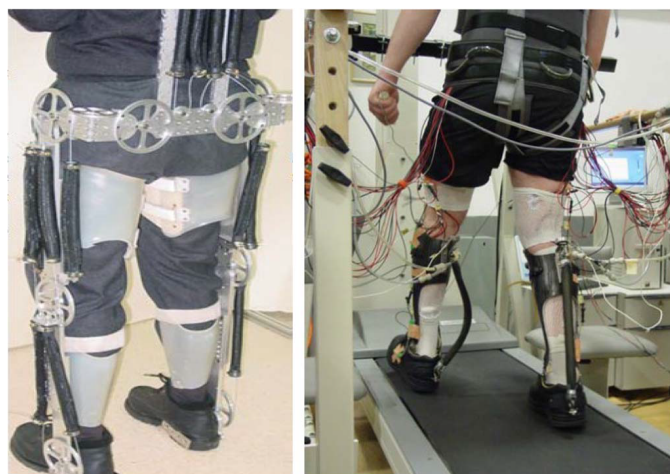


Figura 3.3: Exoesqueleto de miembro inferior de 10 grados de libertad (Izq.), Ortesis de extremidad inferior motorizada (Der.) [Huo et al., 2016]



Figura 3.4: Exoesqueleto FORTIS (Izq.), Exoesqueleto X1 (En medio), Exoesqueleto suave diseñado por el Instituto Wyss (Der.) [Young & Ferris, 2017]

3.2. Trabajos relacionados

Para entrar en contexto es necesario mencionar trabajos en los cuales se hace un resumen respecto a diferentes dispositivos, técnicas o elementos necesarios para el diseño de un sistema de rehabilitación, como son el caso de [Windrich et al., 2016], [Thesleff et al., 2018], [Huo et al., 2016], [dos Santos et al., 2016], [Fiedler et al., 2014], [Stevenson et al., 2015], [Young & Ferris, 2017], [Bhuiyan et al., 2015], [Dollar & Herr, 2008] y [Meng et al., 2015]. Estos autores, hacen una revisión de las diferentes prótesis que se han desarrollado con el paso de los años. De igual manera, hacen mención de algunos prototipos comerciales o utilizados en clínicas de rehabilitación, como lo son: OPRA (Osseointegration Prostheses for the Rehabilitation of Amputees), ITAP (Intraosseous Transcutaneous Amputation Prosthesis), OPL (Osseointegrated Prosthetic Limb), ReWalk, HAL (Hybrid Assistive Limb), X1, entre otros.

También, estos trabajos mencionan las diferentes características que se deben tomar en cuenta para el diseño de un exoesqueleto, tanto relacionadas a los pacientes como los elementos materiales. Como por ejemplo, [Fiedler et al., 2014] menciona que es importante que un paciente con amputaciones, se familiarice con la detección de su centro de gravedad al momento de usar una silla de ruedas, al igual que para el análisis de la marcha es necesario utilizar un sistema de captura de movimiento para medir la cinemática de las articulaciones, la cinética de las articulaciones y la activación muscular.

[Bhuiyan et al., 2015] y [Meng et al., 2015] hacen una revisión de los diferentes sistemas de control que son implementados para el desarrollo de los exoesqueletos. Mencionan las diferentes partes que conforman la estructura: sensores, controladores y actuadores. Cada una de estas partes pueden ser de diferentes característicos como: mecánicos, eléctricos, hidráulicos, neumáticos, híbridos, entre otros.

Mientras que, [Young & Ferris, 2017] menciona algunos de los exoesqueletos robóticos y los divide por categorías, las cuales son: *los que sirven para rendimiento*, *los que sirven de asistencia* y *los que se utilizan para terapias*. También, menciona los aspectos para el diseño, desde tomar en cuenta los actuadores, sensores, el tipo de control a implementar y los materiales a utilizar. Con respecto a la parte de los actuadores, [Huo et al., 2016], en su trabajo realiza una clasificación y comparación entre diferentes tipos de actuadores, tales como actuadores hidráulicos, motores eléctricos, actuadores elásticos en serie y músculos neumáticos artificiales. También, menciona las estrategias de control utilizadas principalmente en los exoesqueletos de las extremidades inferiores,

las cuales se clasifican según tres tipos de interfaces hombre-robot: las señales recogidas del cuerpo humano, las fuerzas de interacción entre el exoesqueleto y el usuario, y las señales recogidas de los exoesqueletos.

Los trabajos que se van a citar a continuación, se han dividido conforme a las articulaciones que analizan, en primer lugar, se presentan trabajos relacionados a la articulación de la rodilla, en segundo lugar, los trabajos que hablan sobre las articulaciones de la cadera y la rodilla, en tercer lugar, los que hablan de la rodilla y el tobillo y, por último, los trabajos relacionados a las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo.

3.2.1. Rodilla

Como se mencionó en el párrafo anterior, en primer lugar, se citarán los trabajos relacionados a la articulación de la rodilla, como son el caso de [Cestari et al., 2015], [Han et al., 2015], [Liu et al., 2017], [Ryniewicz et al., 2017], [Li et al., 2014], [Shepherd & Rouse, 2017], [Tucker et al., 2017], [Khoshdel et al., 2018], [Li et al., 2017] y [Rifaï et al., 2017]. Estos trabajos, realizan un estudio de los diferentes actuadores que se pueden implementar en prótesis de la rodilla, o como es el caso de [Shepherd & Rouse, 2017] quien propone un novedoso actuador elástico en serie, capaz de producir los torques y las velocidades necesarias para realizar el movimiento de sentado-parado. Los demás autores, presentan diferentes dispositivos, uno de ellos para regular la temperatura de la prótesis cuando está en contacto con la piel. Otro dispositivo, sirve para entrenamiento mediante el reconocimiento de patrones, estos sistemas sirven de apoyo y algunos son asistidos por robots.

[Tucker et al., 2017] presenta un diseño y la caracterización mecánica de un perturbador de rodilla, con el fin de crear un sistema de identificación de la impedancia instantánea. [Khoshdel et al., 2018] utiliza señales de electromiografía para determinar los puntos de la trayectoria de la marcha, los cuales serán utilizados en el entrenamiento de una red neuronal artificial. [Rifaï et al., 2017] presenta una estrategia de control para los movimientos de flexión/extensión de la rodilla. La ley de control se basa en saturaciones anidadas y así evitar la saturación del actuador.

Estos autores presentan investigaciones de diferentes tipos de actuadores, los cuales son implementados para diferentes fines pero para una misma articulación, la rodilla. También presentan diferentes técnicas para el análisis de la dinámica y cinemática, tales como: diferentes tecnologías de implementación, como lo es el caso de una articulación térmica, un piloto de rehabilitación de la marcha para el entrenamiento de una red neuronal artificial, o ser asistido por un robot.

3.2.2. Cadera-rodilla

Con respecto a las articulaciones de la cadera-rodilla, [Van Kammen et al., 2014] y [Bonnet et al., 2016] presentan los efectos de la velocidad de la marcha y una revisión cinemática articular. El primer autor evalúa la velocidad de la marcha de dos maneras, analizando a un paciente sobre una cinta y por otro lado, analizando al paciente usando Lokomat. El segundo autor presenta una estimación cinemática articular en 3D de 5 ejercicios de rehabilitación. [Huang & Chen, 2013] y [Farris et al., 2011] desarrollan una órtesis con el objetivo de servir como apoyo en la asistencia a la marcha. El primer trabajo utiliza un controlador PI para mejorar la estabilidad relativa al sistema de presión y, el segundo utiliza un controlador PD para definir el conjunto de trayectorias angulares de las articulaciones. Otras investigaciones que analizan la articulación de la cadera-rodilla son [Martínez et al., 2018] y [Fan & Yin, 2013], donde los autores presentan diferentes enfoques para el análisis del control utilizando diferentes fuentes de información.

Los autores a pesar de analizar otras articulaciones (cadera-rodilla), siguen analizando diferentes

tipos de actuadores. De igual manera, ya se presenta la implementación de diferentes tipos de controles, como lo son el PI (Proporcional e Integral) y PD (Proporcional y Diferencial), también se utilizan diferentes fuentes de información como son sensores y señales Electromiográficas.

3.2.3. Rodilla-tobillo

Otro conjunto de articulaciones es la de rodilla-tobillo, aquí [Buzzi et al., 2012], [Maqbool et al., 2017], [Ortiz et al., 2018], [López et al., 2014] y [Patané et al., 2017], presentan diferentes sistemas que sirven de apoyo para el técnico para poder determinar los eventos de la marcha en tiempo real y sistemas de rehabilitación. En la parte de los sistemas de rehabilitación, se presentan dos exoesqueletos, uno está constituido con sensores que se utilizan para estimar la posición y velocidad angular. En tanto que, el otro exoesqueleto se caracteriza por un control de posición, el cual puede ser operado de manera síncrona y sinérgica con el sistema musculo esquelético.

Estos trabajos presentan sistemas de apoyo para determinar los eventos de la marcha para su rehabilitación, de igual manera, se utilizan sensores para estimar la fuerza producida en las articulaciones para el proceso de la marcha.

3.2.4. Pierna

Finalmente, trabajos relacionados a las tres articulaciones: cadera-rodilla-tobillo son los reportados por [Palacios-Navarro et al., 2015], [Zhang et al., 2015], [Jatsun et al., 2016], [Zhu et al., 2015], [Jatsun et al., 2016], [Aminiazar et al., 2013], [Yoon et al., 2010], [Lu et al., 2014], [Tran et al., 2016] y [Paulo et al., 2017]. Estos autores presentan diferentes enfoques de sistemas utilizados para la rehabilitación. El primer y segundo autor, presentan una simulación de sistemas usados para la rehabilitación, el primero en personas con Parkinson y el segundo usando señales electroencefalográficas. [Aminiazar et al., 2013] presenta una metodología para la implementación de un control inteligente usando redes neuronales y algoritmos genéticos. El resto de los autores, presentan exoesqueletos con diferentes diseños, usando actuadores lineales, sensores multimodales, diseños basados en control de impedancia difusa o mediante aprendizaje de impedancia y para diversas tareas, como medir los movimientos de la marcha, sistemas que sirven de asistencia física y de rehabilitación, entre otras.

Otros trabajos de investigación relacionados a las articulaciones de la cadera-rodilla-tobillo son [Murray et al., 2015], [Yeh et al., 2010], [Yang et al., 2017], [Liu et al., 2016], [Kempski et al., 2018], [Kempski et al., 2018], [Beyl et al., 2014] [Cherry et al., 2016], [Chen et al., 2014], [Wu et al., 2016], [Ma et al., 2018], [Bennour et al., 2018], [Hwang et al., 2018] y [Ding et al., 2018]. En su mayoría, los autores se enfocan en el análisis de los movimientos producidos durante el proceso de la marcha. Algunos utilizan diferentes sistemas de control como: *aprendizaje repetitivo*, *redes neuronales* y *PD*. [Liu et al., 2016] diseña un dispositivo con el fin de poder generar un modelo para el reconocimiento de terreno (suelos), después de obtener la información de diferentes suelos, los datos son colocados en un clasificador de árboles de decisiones para determinar que tipo de suelo se presenta al momento de realizar el proceso de la marcha. [Huang et al., 2016] presenta un enfoque para optimizar los parámetros de la trayectoria, implementando el algoritmos del panal de abejas con poblaciones variantes.

En estos trabajos, ya se presentan otras articulaciones y otras técnicas de análisis de la información como son: aprendizaje repetitivo, redes neuronales, PD, PID, el algoritmo del panal de abejas, redes neuronales, algoritmos genéticos, impedancia difusa, estado finito, Lyapunov y el algoritmo de lobos grises. De igual manera, se utilizan diferentes fuentes de información como las señales

electroencefalográficas, sensores multimódicos y actuadores electrohidráulicos lineales.

Basado en los artículos revisados hasta el momento, se puede obtener una gráfica porcentual de los trabajos realizados, para las diferentes articulaciones que conforman los miembros inferiores. En la figura 3.5 se puede observar dicha gráfica.

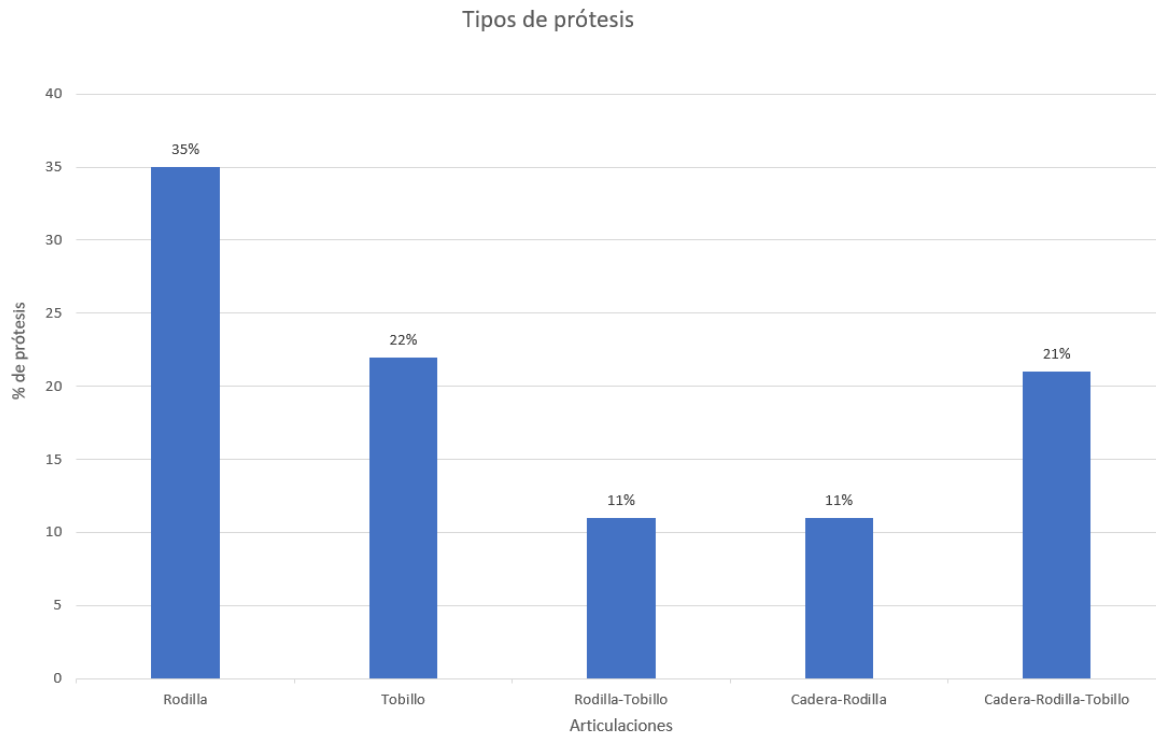


Figura 3.5: Gráfica de prototipos de articulaciones

En este capítulo se presentaron diferentes trabajos reportados para la rehabilitación motriz y que sirven de base para proponer el diseño del exoesqueleto de este trabajo de tesis y modelarlo para proponer un sistema de control para replicar el movimiento de la marcha humana como se presenta en los siguientes capítulos.

Capítulo 4

Desarrollo del control de movimiento del exoesqueleto

En este capítulo se presenta el modelo cinemático y dinámico del sistema a desarrollar en este trabajo de tesis para proponer una trayectoria que replique el movimiento de flexión y extensión de la articulación de la cadera, rodilla y tobillo y validar este resultado por medio de la simulación.

4.1. Modelo Cinemático del exoesqueleto de tres grados de libertad

En este capítulo se realizará un modelo simplificado que representa a una pierna humana tomando en cuenta las tres articulaciones (cadera-rodilla-tobillo), de forma que se pueda realizar el estudio de la cinemática directa con el fin de determinar la posición y orientación del extremo final de la estructura, con respecto a un sistema de coordenadas que se toma como referencia, además de obtener el Jacobiano del exoesqueleto para conocer la velocidades y aceleraciones articulares. Posteriormente se continuara con la cinemática inversa de esta forma se obtendrán los parámetros a partir de una posición del extremo específico. Por último, se obtendrá el modelo dinámico de la estructura para conocer la relación entre el movimiento del exoesqueleto y las fuerzas que lo originan.

4.1.1. Cinemática Directa

Se refiere al estudio analítico del movimiento del robot con respecto a un sistema de referencia cartesiano fijo, relacionando la dependencia que existe entre las coordenadas articulares, sus parámetros geométricos y las coordenadas cartesianas y de orientación del extremo final del robot y, está dada por la ecuación 4.1:

$$\begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ \theta \\ \phi \\ \varphi \end{bmatrix} = f_R(q) \quad (4.1)$$

Donde f_R es una función continua que representa el número de grados de libertad y la dimensión

del vector de posiciones o desplazamiento articular; x, y, z son las coordenadas cartesianas asociadas al extremo final del robot y θ, ϕ, φ son las coordenadas de orientación denotadas por los ángulos de Euler.

La obtención del modelo cinemático directo de la ecuación 4.1, resulta ser laboriosa, pero es metódica y en el caso de robots de escasos grados de libertad, involucra sencillas expresiones trigonométricas.

Para el sistema mostrado en la figura 4.1 se dice que es de tipo RRR, donde R se refiere al movimiento rotativo y está formado por elementos llamados articulaciones (i_1, i_2, i_3), eslabones (l_1, l_2, l_3) y ángulos ($\theta_1, \theta_2, \theta_3$).

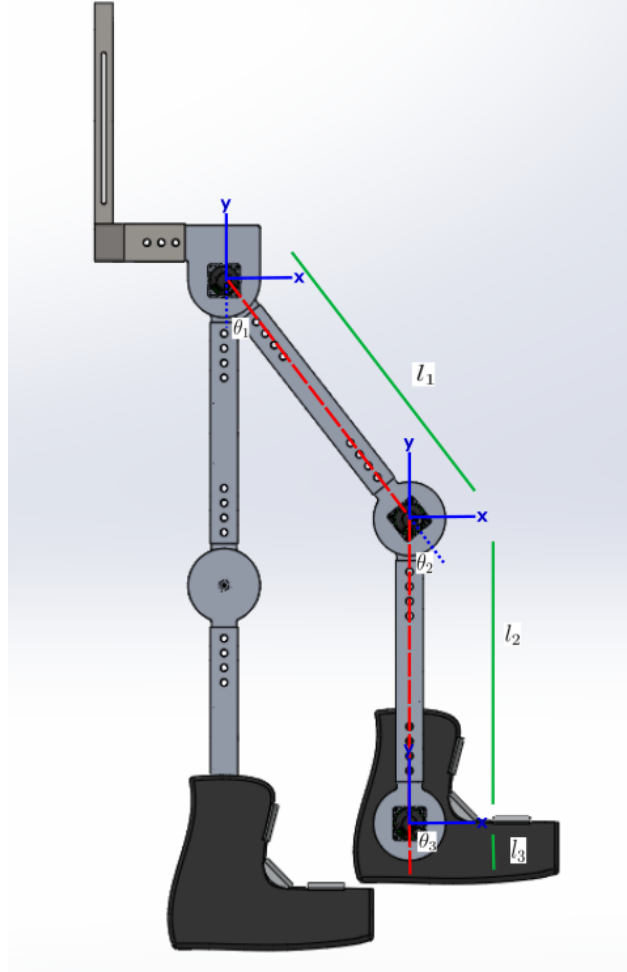


Figura 4.1: Esquemático del exoesqueleto para el análisis cinemático directo.

Para llevar a cabo el análisis cinemático se utilizará el método gráfico basándonos en la figura 4.1 y así construir el algoritmo Denavit-Hatemberg, como se aprecia en la Tabla 4.1, con el cual se hace uso de matrices de transformación homogénea para obtener la cinemática directa.

i	α_i	l_i	d_i	θ_i
1	0	l_1	0	θ_1
2	0	l_2	0	θ_2
3	0	l_3	0	θ_3

Tabla 4.1: Parámetros Denavit-Hatemberg

Ahora que se tienen los parámetros Denavit-Hatemberg, se obtendrán las matrices de transformación homogénea de cada eslabón. Se tiene:

$$H_1^0 = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & l_1\cos\theta_1 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & l_1\sin\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

$$H_2^1 = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & l_2\cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & l_2\sin\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

$$H_3^2 = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 & l_3\cos\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & l_3\sin\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

Por último se calcula la matriz que va desde la base al efector final, es decir, del primer sistema de coordenadas hasta el último (H_3^0).

$$H_3^0 = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & 0 & C_{14} \\ C_{21} & C_{22} & 0 & C_{24} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

donde:

$$\begin{aligned} C_{11} &= \cos\theta_3(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \sin\theta_1\sin\theta_2) - \sin\theta_3(\sin\theta_2\cos\theta_1 + \sin\theta_1\cos\theta_2) \\ C_{12} &= \cos\theta_3(-\sin\theta_2\cos\theta_1 - \sin\theta_1\cos\theta_2) - \sin\theta_3(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \sin\theta_1\sin\theta_2) \\ C_{14} &= l_3\cos\theta_3(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \sin\theta_1\sin\theta_2) - l_3\sin\theta_3(\sin\theta_2\cos\theta_1 + \sin\theta_1\cos\theta_2) + l_2(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \sin\theta_1\sin\theta_2) + l_1\cos\theta_1 \\ C_{21} &= \cos\theta_3(\sin\theta_1\cos\theta_2 + \sin\theta_2\cos\theta_1) - \sin\theta_3(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \sin\theta_1\sin\theta_2) \\ C_{22} &= \cos\theta_3(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \sin\theta_1\sin\theta_2) - \sin\theta_3(\sin\theta_1\cos\theta_2 + \sin\theta_2\cos\theta_1) \\ C_{24} &= l_3\cos\theta_3(\sin\theta_1\cos\theta_2 + \sin\theta_2\cos\theta_1) + l_3\sin\theta_3(\cos\theta_1\cos\theta_2 - \sin\theta_1\sin\theta_2) + l_2(\sin\theta_1\cos\theta_2 + \sin\theta_2\cos\theta_1) + l_1\sin\theta_1 \end{aligned}$$

Con ayuda de la tabla 4.2 que muestra las identidades trigonométricas de suma de ángulos se reducen los parámetros de la matriz, obteniendo:

	Identidad Trigonométrica
1	$\sin(a \pm b) = \sin(a)\cos(b) \pm \cos(a)\sin(b)$
2	$\cos(a \pm b) = \cos(a)\cos(b) \pm \sin(a)\sin(b)$

Tabla 4.2: Identidades trigonométricas

$$\begin{aligned} C_{11} &= \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ C_{12} &= -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
C_{14} &= l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\
C_{21} &= \text{sen}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\
C_{22} &= \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\
C_{24} &= l_1 \text{sen} \theta_1 + l_2 \text{sen}(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \text{sen}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)
\end{aligned}$$

El modelo cinemático directo esta dado a continuación por la ecuación 4.6:

$$\begin{bmatrix} x \\ y \end{bmatrix} = f_R(\theta) = \begin{bmatrix} l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ l_1 \text{sen} \theta_1 + l_2 \text{sen}(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \text{sen}(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

4.1.2. Cinemática inversa

Permite obtener las posiciones articulares q en términos de la posición y orientación del extremo final del último eslabón referido al marco referencial cartesiano de base:

$$q = f_R^{-1} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ \theta \\ \phi \\ \varphi \end{bmatrix} \quad (4.7)$$

A diferencia del modelo cinemático anterior, la determinación del modelo cinemático inverso puede resultar complicado, ya que puede tener múltiples soluciones o en el peor de los casos ninguna solución.

Se determinarán las ecuaciones por el método gráfico para cada una de las posiciones articulares en función de (x, y) dadas.

Aplicando las funciones trigonométricas, se determina la primera posición articular:

$$\begin{aligned}
\tan \alpha &= \frac{C.O.}{C.A.} = \frac{y}{x} \\
\tan \beta &= \frac{C.O.}{l_1 + l_x}
\end{aligned}$$

Teniendo en cuenta que:

$$\begin{aligned}
\text{sen} \theta_2 &= \frac{C.O.}{h} = \frac{C.O.}{l_2} \therefore C.O. = l_2 \text{sen} \theta_2 \\
\cos \theta_2 &= \frac{C.A.}{h} = \frac{C.a.}{l_2} \therefore C.A. = l_2 \cos \theta_2
\end{aligned}$$

Sustituyendo se obtiene:

$$\tan \beta = \frac{l_2 \text{sen} \theta_2}{l_1 + l_2 \cos \theta_2}$$

Tomando en cuenta que:

$$\alpha = \theta_1 + \beta$$

Se despeja θ_1 :

$$\theta_1 = \alpha - \beta = \tan^{-1} \frac{y}{x} - \tan^{-1} \frac{l_2 \sin \theta_2}{l_1 + l_2 \cos \theta_2} \quad (4.8)$$

Para obtener la segunda posición articular, se aplican funciones trigonométricas y la ley de coseno:

$$\tan \theta_2 = \frac{1}{\cot \theta_2} = \frac{1}{\frac{\cos \theta_2}{\sin \theta_2}} = \frac{\sin \theta_2}{\cos \theta_2}$$

Aplicando ley de coseno:

$$c^2 = x^2 + y^2 - 2ab \cos(\gamma)$$

Teniendo en cuenta que:

$$\cos \gamma = \cos(180 - \theta_2) = \cos 180 \cos \theta_2 + \sin 180 \sin \theta_2 = -\cos \theta_2$$

Sustituyendo y despejando $-\cos \theta_2$ se obtiene:

$$x^2 + y^2 = l_1^2 + l_2^2 - 2l_1 l_2 (-\cos \theta_2)$$

$$\cos \theta_2 = \frac{x^2 + y^2 - l_1^2 - l_2^2}{2l_1 l_2}$$

Utilizando la función trigonométrica fundamental se obtiene:

$$\sin^2 \theta_2 + \cos^2 \theta_2 = 1 \therefore \sin \theta_2 = \pm \sqrt{1 - \cos^2 \theta_2}$$

Sustituyendo se obtiene:

$$\begin{aligned} \tan \theta_2 &= \frac{\sin \theta_2}{\cos \theta_2} \\ \theta_2 &= \tan^{-1} \frac{\sin \theta_2}{\cos \theta_2} \end{aligned} \quad (4.9)$$

donde:

$$\sin \theta_2 = \sqrt{1 - \cos^2 \theta_2}$$

De igual manera, para obtener la tercera posición articular, se aplican funciones trigonométricas.

$$\theta_t = \theta_1 + \theta_2 + \theta_3$$

$$\tan \theta_t = \frac{\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)}{\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)}$$

$$\theta_t = \tan^{-1} \left(\frac{\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)}{\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)} \right)$$

$$\theta_3 = \theta_t - \theta_1 - \theta_2 = \tan^{-1} \left(\frac{\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)}{\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)} \right) - \theta_1 - \theta_2 \quad (4.10)$$

Hasta aquí se han obtenido las tres posiciones de las articulaciones: θ_1 , θ_2 y θ_3 .

4.1.3. Jacobiano

El jacobiano sirve para caracterizar a un robot manipulador; encontrar configuraciones singulares, analizar redundancia, determinar la cinemática diferencial inversa, así como describir la relación entre la fuerza aplicada y los pares o torques resultantes del extremo final. Considerando el exoesqueleto de 3 grados de libertad (cadera-rodilla-tobillo) se tiene que:

$$x = f_1(\theta_1, \theta_2, \theta_3) \quad (4.11)$$

$$y = f_2(\theta_1, \theta_2, \theta_3) \quad (4.12)$$

Al derivar las expresiones anteriores con respecto al tiempo se tiene que:

$$\frac{dx}{dt} = \frac{d}{dt} f_1(\theta_1, \theta_2, \theta_3) \quad (4.13)$$

$$\frac{dy}{dt} = \frac{d}{dt} f_2(\theta_1, \theta_2, \theta_3) \quad (4.14)$$

Al agrupar las ecuaciones anteriores dentro de una matriz se obtiene el Jacobiano $J(\theta)$:

$$J(\theta) = \begin{bmatrix} \frac{\partial f_1}{\partial \theta_1} & \frac{\partial f_1}{\partial \theta_2} & \frac{\partial f_1}{\partial \theta_3} \\ \frac{\partial f_2}{\partial \theta_1} & \frac{\partial f_2}{\partial \theta_2} & \frac{\partial f_2}{\partial \theta_3} \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

$$x = f_1(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (4.16)$$

$$y = f_2(\theta_1, \theta_2, \theta_3) = l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (4.17)$$

Utilizando las ecuaciones 4.16 y 4.17 se obtiene:

$$J(\theta) = \begin{bmatrix} -l_1 \sin \theta_1 - l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) - l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) - l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

Una vez concluido el modelo cinemático, mediante el cual se han obtenido las posiciones articulares θ_1 , θ_2 y θ_3 y las configuraciones singulares por medio del Jacobiano $J(\theta)$, pasaremos a obtener el modelo dinámico para el análisis y diseño de un control para simular el movimiento de la marcha humana.

4.2. Modelo Dinámico

Hay diversas formas de realizar el análisis dinámico de un robot, pero el método que se utilizará para llegar a la solución es el de Euler-Lagrange. Este método considera la energía del sistema, lo cual simplificará el trabajo. Por lo tanto, las ecuaciones de movimiento que rigen a un robot rígido de n grados de libertad están determinadas por:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \dot{\theta}} \right) - \frac{\partial L(\theta, \dot{\theta})}{\partial \theta} = \tau \quad (4.19)$$

Donde L es el lagrangiano del sistema y definido por:

$$L(\theta(t), \dot{\theta}) = K(\theta, \dot{\theta}) - U(\theta) \quad (4.20)$$

Siendo $K(\theta, \dot{\theta})$ la energía cinética y $U(\theta)$ la energía potencial de un robot rígido de n grados de libertad.

$$K_i(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2}m_i V_i^2 + \frac{1}{2}I_i \dot{\theta}_i^2 \quad (4.21)$$

$$U_i(\theta) = m_i g h_i \quad (4.22)$$

donde:

m_i = masa del eslabón i .

V_i = velocidad del centro de masa del eslabón i .

I_i = momento de inercia del centro de masa del eslabón i .

g = fuerza gravitacional.

h_i = altura del centro de masa del eslabón i con respecto al marco base.

Las ecuaciones 4.21 y 4.22 dependerán de las variables articulares θ , $\dot{\theta}$ y $\ddot{\theta}$, lo que resulta conveniente para el control del robot escribirlas de la siguiente manera:

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta) = \tau \quad (4.23)$$

donde:

M = matriz de inercias.

C = matriz de aceleraciones de Coriolis.

G = es la matriz de componentes gravitacionales.

$\ddot{\theta}, \dot{\theta}$ y τ = vectores de $n \times 1$ con las aceleraciones, velocidades y entradas articulares.

Considerando lo anterior se determinarán las ecuaciones de la energía cinética y la energía potencial de cada eslabón.

$$K(\theta, \dot{\theta}) = K_1(\theta, \dot{\theta}) + K_2(\theta, \dot{\theta}) + K_3(\theta, \dot{\theta}) \quad (4.24)$$

$$U(\theta) = U_1(\theta) + U_2(\theta) + U_3(\theta) \quad (4.25)$$

Por lo tanto, de acuerdo a la ecuación 4.24, la energía cinética asociada al sistema está determinada por:

$$K(\theta, \dot{\theta}) = \left[\frac{1}{2}m_1 V_1^2 + \frac{1}{2}I_1 \dot{\theta}_1^2 \right] + \left[\frac{1}{2}m_2 V_2^2 + \frac{1}{2}I_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \right] + \left[\frac{1}{2}m_3 V_3^2 + \frac{1}{2}I_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \right] \quad (4.26)$$

Para obtener la velocidad de los centros de masa de cada eslabón, se obtienen las coordenadas del centro de masa del eslabón 1 en el plano (x, y) son:

$$x_1 = l_1 \sin \theta_1 \quad (4.27)$$

$$y_1 = -l_1 \cos \theta_1 \quad (4.28)$$

Para el eslabón 2 las coordenadas en el plano (x, y) son:

$$x_2 = l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (4.29)$$

$$y_2 = -(l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)) \quad (4.30)$$

Por último, en el eslabón 3 las coordenadas en el plano (x, y) son:

$$x_3 = l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \quad (4.31)$$

$$y_3 = -(l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)) \quad (4.32)$$

Para obtener el vector velocidad de cada eslabón se derivan de las ecuaciones 4.27 a la 4.32, obteniendo:

$$V_1 = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{y}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1) \\ l_1 \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1) \end{bmatrix} \quad (4.33)$$

$$V_2 = \begin{bmatrix} \dot{x}_2 \\ \dot{y}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ l_1 \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \end{bmatrix} \quad (4.34)$$

$$V_3 = \begin{bmatrix} \dot{x}_3 \\ \dot{y}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} l_1 \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \\ l_1 \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \end{bmatrix} \quad (4.35)$$

La velocidad al cuadrado del eslabón 1 se obtiene de multiplicar la traspuesta del vector de velocidad por el vector de velocidad ($V_i^2 = V_i^T * V_i$), por lo tanto la velocidad del primer eslabón es:

$$V_1^2 = \begin{bmatrix} l_1 \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1) & l_1 \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} l_1 \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1) \\ l_1 \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1) \end{bmatrix} \\ V_1^2 = l_1^2 \cos^2 \theta_1 (\dot{\theta}_1)^2 + l_1^2 \sin^2 \theta_1 (\dot{\theta}_1)^2 = l_1^2 \dot{\theta}_1^2 \quad (4.36)$$

De la misma forma se obtiene la velocidad al cuadrado del segundo eslabón, teniendo:

$$V_2^2 = \begin{bmatrix} v_{11} & v_{12} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} l_1 \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ l_1 \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \end{bmatrix}$$

donde:

$$v_{11} = l_1 \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \\ v_{12} = l_1 \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)$$

Por lo tanto:

$$V_2^2 = l_1^2 \cos^2 \theta_1 (\dot{\theta}_1)^2 + 2l_1 l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cos \theta_1 (\dot{\theta}_1) + \\ l_2^2 \cos^2(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + l_1^2 \sin^2 \theta_1 (\dot{\theta}_1)^2 + 2l_1 l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \sin \theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2^2 \sin^2(\theta_1 + \theta_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \quad (4.37)$$

Factorizando y reordenando la ecuación 4.37 se obtiene:

$$V_2^2 = l_1^2 \dot{\theta}_1^2 [\cos^2 \theta_1 + \sen^2 \theta_1] + 2l_1 l_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)(\dot{\theta}_1)(\cos(\theta_1 + \theta_2)\cos\theta_1 + \sen(\theta_1 + \theta_2)\sen\theta_1) + l_2^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 [\cos^2(\theta_1 + \theta_2) + \sen^2(\theta_1 + \theta_2)] \quad (4.38)$$

Utilizando las identidades trigonométricas mostradas en la ecuación 4.39, se obtiene lo siguiente:

$$\begin{aligned} \cos^2 \theta + \sen^2 \theta &= 1 \\ \cos(\theta_1 + \theta_2) &= \cos\theta_1 \cos\theta_2 - \sen\theta_1 \sen\theta_2 \\ \sen(\theta_1 + \theta_2) &= \sen\theta_1 \cos\theta_2 + \sen\theta_2 \cos\theta_1 \end{aligned} \quad (4.39)$$

$$\cos(\theta_1 + \theta_2)\cos\theta_1 + \sen(\theta_1 + \theta_2)\sen(\theta_1) = \cos\theta_2 \quad (4.40)$$

Sustituyendo 4.40 en la ecuación 4.38, queda de la siguiente forma:

$$V_2^2 = l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + 2l_1 l_2 (\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_1) \cos\theta_2 + l_2^2 (\dot{\theta}_1^2 + 2\dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_2^2) \quad (4.41)$$

Para la velocidad del tercer eslabón:

$$V_3^2 = [v_{11} \quad v_{12}] \begin{bmatrix} l_1 \cos\theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \\ l_1 \sen\theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \sen(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + l_3 \sen(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \end{bmatrix}$$

donde:

$$\begin{aligned} v_{11} &= l_1 \cos\theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \\ v_{12} &= l_1 \sen\theta_1 (\dot{\theta}_1) + l_2 \sen(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + l_3 \sen(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \end{aligned}$$

Entonces:

$$\begin{aligned} V_3^2 &= l_1^2 \cos^2 \theta_1 (\dot{\theta}_1)^2 + l_2^2 \cos^2(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ &\quad + l_3^2 \cos^2(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + \\ &\quad + l_1^2 \sen^2 \theta_1 (\dot{\theta}_1)^2 + l_2^2 \sen^2(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + \\ &\quad + l_3^2 \sen^2(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + \\ &\quad + 2l_1 \cos(\theta_1)(\dot{\theta}_1) l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + \\ &\quad + 2l_1 \sen(\theta_1)(\dot{\theta}_1) l_2 \sen(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + \\ &\quad + 2l_1 \cos(\theta_1)(\dot{\theta}_1) l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) + \\ &\quad + 2l_1 \sen(\theta_1)(\dot{\theta}_1) l_3 \sen(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) + \\ &\quad + 2l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) + \\ &\quad + 2l_2 \sen(\theta_1 + \theta_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) l_3 \sen(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \end{aligned} \quad (4.42)$$

Aplicando las identidades trigonométricas de la ecuación 4.39 y factorizando, la velocidad del tercer eslabón queda de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} V_3^2 &= l_1^2 \dot{\theta}_1^2 + l_2^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + l_3^2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + 2l_1 l_2 (\dot{\theta}_1)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cos\theta_2 + \\ &\quad + 2l_1 l_3 (\dot{\theta}_1)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \cos(\theta_2 + \theta_3) + 2l_2 l_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \cos\theta_3 \end{aligned} \quad (4.43)$$

De esta manera, las energías cinemáticas asociadas a cada eslabón del exoesqueleto están determinadas por:

$$K_1(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2}m_1l_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}I_1\dot{\theta}_1^2 \quad (4.44)$$

$$K_2(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2}m_2[l_1^2\dot{\theta}_1^2 + l_2^2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + 2l_1l_2(\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2)\cos\theta_2] + \frac{1}{2}I_2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \quad (4.45)$$

$$\begin{aligned} K_3(\theta, \dot{\theta}) = & \frac{1}{2}m_3[l_1^2\dot{\theta}_1^2 + l_2^2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + l_3^2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + \\ & + 2l_1l_2(\dot{\theta}_1)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\cos\theta_2 + 2l_1l_3(\dot{\theta}_1)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)\cos(\theta_2 + \theta_3) + \\ & + 2l_2l_3(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)\cos\theta_3] + \frac{1}{2}I_3(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \end{aligned} \quad (4.46)$$

En tanto que, la energía potencial asociada a los eslabones con respecto a la ecuación 4.25 , están determinadas por:

$$U_1(\theta) = -m_1l_1g\cos\theta_1 \quad (4.47)$$

$$U_2(\theta) = -(m_2g[l_1\cos\theta_1 + l_2\cos(\theta_1 + \theta_2)]) \quad (4.48)$$

$$U_3(\theta) = -(m_3g[l_1\cos\theta_1 + l_2\cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)]) \quad (4.49)$$

Ahora se obtendrán las ecuaciones de Euler-Lagrange que conducen al modelo dinámico del robot. Primero se diferencian las ecuaciones de la energía cinética (ecuación 4.44) y la energía potencial (ecuación 4.47) del eslabón 1, obteniendo:

Energía cinética:

$$K_1(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2}m_1l_1^2\dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}I_1\dot{\theta}_1^2$$

$$\frac{\partial K_1}{\partial \dot{\theta}_1} = \dot{\theta}_1(m_1l_1^2 + I_1)$$

$$\frac{\partial K_1}{\partial \dot{\theta}_2} = 0, \frac{\partial K_1}{\partial \dot{\theta}_3} = 0, \frac{\partial K_1}{\partial \theta_1} = 0, \frac{\partial K_1}{\partial \theta_2} = 0, \frac{\partial K_1}{\partial \theta_3} = 0$$

Energía potencial:

$$U_1(\theta) = -m_1l_1g\cos\theta_1$$

$$\frac{\partial U_1}{\partial \theta_1} = m_1gl_1\sin\theta_1$$

$$\frac{\partial U_1}{\partial \theta_2} = 0$$

$$\frac{\partial U_1}{\partial \theta_3} = 0$$

Para el segundo eslabón se diferencian las ecuaciones de la energía cinética (ecuación 4.45) y la energía potencial (ecuación 4.48) obteniendo:

Energía cinética:

$$K_2(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2}m_2[l_1^2\dot{\theta}_1^2 + l_2^2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + 2l_1l_2(\dot{\theta}_1^2 + \dot{\theta}_1\dot{\theta}_2)\cos\theta_2] + \frac{1}{2}I_2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2$$

$$\frac{\partial K_2}{\partial \dot{\theta}_1} = \dot{\theta}_1(m_2l_1^2 + 2m_2l_1l_2\cos\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2) + \dot{\theta}_2(m_2l_1l_2\cos\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2)$$

$$\frac{\partial K_2}{\partial \dot{\theta}_2} = \dot{\theta}_1(m_2l_1l_2\cos\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2) + \dot{\theta}_2(m_2l_2^2 + I_2)$$

$$\frac{\partial K_2}{\partial \dot{\theta}_3} = 0$$

$$\frac{\partial K_2}{\partial \theta_1} = 0$$

$$\frac{\partial K_2}{\partial \theta_2} = -\dot{\theta}_1(m_2l_1l_2\sin\theta_2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2))$$

$$\frac{\partial K_2}{\partial \theta_3} = 0$$

Energía potencial:

$$U_2(\theta) = -(m_2g[l_1\cos\theta_1 + l_2\cos(\theta_1 + \theta_2)])$$

$$\frac{\partial U_2}{\partial \theta_1} = m_2g[l_1\sin\theta_1 + l_2\sin(\theta_1 + \theta_2)]$$

$$\frac{\partial U_2}{\partial \theta_2} = m_2gl_2\sin(\theta_1 + \theta_2)$$

$$\frac{\partial U_2}{\partial \theta_3} = 0$$

Para el tercer eslabón se diferencian las ecuaciones de la energía cinética (ecuación 4.46) y la energía potencial (ecuación 4.49) obteniendo:

Energía cinética:

$$\begin{aligned} K_3(\theta, \dot{\theta}) = & \frac{1}{2}m_3[l_1^2\dot{\theta}_1^2 + l_2^2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 + l_3^2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 + \\ & + 2l_1l_2(\dot{\theta}_1)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)\cos\theta_2 + 2l_1l_3(\dot{\theta}_1)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)\cos(\theta_2 + \theta_3) + \\ & + 2l_2l_3(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)\cos\theta_3] + \frac{1}{2}I_3(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\frac{\partial K_3}{\partial \dot{\theta}_1} &= \dot{\theta}_1(m_3 l_1^2 + m_3 l_2^2 + m_3 l_3^2 + 2m_3 l_1 l_2 \cos \theta_2 + 2m_3 l_1 l_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) + 2m_3 l_2 l_3 \cos \theta_3 + I_3) + \\ &\quad + \dot{\theta}_2(m_3 l_2^2 + m_3 l_3^2 + 2m_3 l_1 l_2 \cos \theta_2 + 2m_3 l_1 l_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) + 2m_3 l_2 l_3 \cos \theta_3 + I_3) + \\ &\quad + \dot{\theta}_3(m_3 l_3^2 + m_3 l_1 l_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) + m_3 l_2 l_3 \cos \theta_3 + I_3)\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\frac{\partial K_3}{\partial \dot{\theta}_2} &= \dot{\theta}_1(m_3 l_2^2 + m_3 l_3^2 + m_3 l_1 l_2 \cos \theta_2 + m_3 l_1 l_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) + 2m_3 l_2 l_3 \cos \theta_3 + I_3) + \\ &\quad + \dot{\theta}_2(m_3 l_2^2 + m_3 l_3^2 + 2m_3 l_2 l_3 \cos \theta_3 + I_3) + \dot{\theta}_3(m_3 l_3^2 + m_3 l_2 l_3 \cos \theta_3 + I_3)\end{aligned}$$

$$\frac{\partial K_3}{\partial \dot{\theta}_3} = \dot{\theta}_1(m_3 l_3^2 + m_3 l_1 l_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) + m_3 l_2 l_3 \cos \theta_3 + I_3) + \dot{\theta}_2(m_3 l_3^2 + m_3 l_2 l_3 \cos \theta_3 + I_3) + \dot{\theta}_3(m_3 l_3^2 + I_3)$$

$$\frac{\partial K_3}{\partial \theta_1} = 0$$

$$\begin{aligned}\frac{\partial K_3}{\partial \theta_2} &= -m_3 l_1 l_2 \dot{\theta}_1^2 \sin \theta_2 - m_3 l_1 l_2 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 - \\ &\quad - m_3 l_1 l_3 \dot{\theta}_1^2 \sin(\theta_2 + \theta_3) - m_3 l_1 l_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2 + \theta_3) - m_3 l_1 l_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 \sin(\theta_2 + \theta_3)\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}\frac{\partial K_3}{\partial \theta_3} &= -m_3 l_1 l_3 \dot{\theta}_1^2 \sin(\theta_2 + \theta_3) - m_3 l_1 l_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin(\theta_2 + \theta_3) - \\ &\quad - m_3 l_1 l_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) - m_3 l_2 l_3 \dot{\theta}_1^2 \sin \theta_3 - 2m_3 l_2 l_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin \theta_3 - \\ &\quad - m_3 l_2 l_3 \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_3 \sin \theta_3 - m_3 l_2 l_3 \dot{\theta}_2^2 \sin \theta_3 - m_3 l_2 l_3 \dot{\theta}_2 \dot{\theta}_3 \sin \theta_3\end{aligned}$$

Energía potencial:

$$U_3(\theta) = -(m_3 g [l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)])$$

$$\frac{\partial U_3}{\partial \theta_1} = m_3 g [l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)]$$

$$\frac{\partial U_3}{\partial \theta_2} = m_3 g [l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)]$$

$$\frac{\partial U_3}{\partial \theta_3} = m_3 g l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)$$

Reemplazando estas derivadas parciales en la ecuación 4.19 de Euler-Lagrange y resolviendo la $\frac{d}{dt}$ para θ_1 se obtiene:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K_1}{\partial \dot{\theta}_1} + \frac{\partial K_2}{\partial \dot{\theta}_1} + \frac{\partial K_3}{\partial \dot{\theta}_1} \right) - \frac{\partial K_1}{\partial \theta_1} - \frac{\partial K_2}{\partial \theta_1} - \frac{\partial K_3}{\partial \theta_1} + \frac{\partial U_1}{\partial \theta_1} + \frac{\partial U_2}{\partial \theta_1} + \frac{\partial U_3}{\partial \theta_1} = \tau_1$$

$$\begin{aligned}
& \frac{d}{dt}[\dot{\theta}_1(m_1l_1^2 + I_1) + \dot{\theta}_1(m_2l_1^2 + \\
& + 2m_2l_1l_2\cos\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2) + \dot{\theta}_2(m_2l_1l_2\cos\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2) + \\
& + \dot{\theta}_1(m_3l_1^2 + m_3l_2^2 + m_3l_3^2 + 2m_3l_1l_2\cos\theta_2 + \\
& + 2m_3l_1l_3\cos(\theta_2 + \theta_3) + 2m_3l_2l_3\cos\theta_3 + I_3) + \dot{\theta}_2(m_3l_2^2 + \\
& + m_3l_3^2 + m_3l_1l_2\cos\theta_2 + m_3l_1l_3\cos(\theta_2 + \theta_3) + 2m_3l_2l_3\cos\theta_3 + I_3) + \\
& + \dot{\theta}_3(m_3l_3^2 + m_3l_1l_3\cos(\theta_2 + \theta_3) + m_3l_2l_3\cos\theta_3 + I_3)] - 0 - 0 - 0 + \\
& + m_1gl_1\sin\theta_1 + m_2g(l_1\sin\theta_1 + l_2\sin(\theta_1 + \theta_2)) + \\
& + m_3g(l_1\sin\theta_1 + l_2\sin(\theta_1 + \theta_2) + \\
& + l_3\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)) = \tau_1
\end{aligned}$$

Derivando y reordenando la ecuación, queda de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
& \ddot{\theta}_1[m_1l_1^2 + I_1 + I_2 + I_3 + m_2(l_1^2 + l_2^2) + m_3(l_1^2 + l_2^2 + l_3^2) + 2\cos\theta_2(m_2l_1l_2 + m_3l_1l_3) + \\
& + 2m_3(l_1l_3\cos(\theta_2 + \theta_3) + l_2l_3\cos\theta_3)] + \\
& + \ddot{\theta}_2[I_2 + I_3 + m_2l_2^2 + m_3l_2^2 + m_3l_3^2 + \cos\theta_2(m_2l_1l_2 + m_3l_1l_2) + \\
& + m_3l_1l_3\cos(\theta_2 + \theta_3) + 2m_3l_2l_3\cos\theta_3] + \\
& + \ddot{\theta}_3[m_3l_3^2 + I_3 + m_3l_1l_3\cos(\theta_2 + \theta_3) + m_3l_2l_3\cos\theta_3] + \\
& + \dot{\theta}_1[-2\sin\theta_2(\dot{\theta}_2)(m_2l_1l_2 + m_3l_1l_2) - 2m_3l_1l_3\sin(\theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) - \\
& - 2m_3l_2l_3\sin\theta_3(\dot{\theta}_3)] + \dot{\theta}_2[-m_3l_1l_2\sin\theta_2(\dot{\theta}_2) - m_3l_1l_3\sin(\theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) - \\
& - m_2l_1l_2\sin\theta_2(\dot{\theta}_2) - 2m_3l_2l_3\sin\theta_3(\dot{\theta}_3)] + \\
& + \dot{\theta}_3[-m_3l_1l_3\sin(\theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) - m_3l_2l_3\cos\theta_3(\dot{\theta}_3)] + \\
& + m_1gl_1\sin\theta_1 + m_2g(l_1\sin\theta_1 + l_2\sin(\theta_1 + \theta_2)) + \\
& + m_3g(l_1\sin\theta_1 + l_2\sin(\theta_1 + \theta_2) + \\
& + l_3\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)) = \tau_1 \quad (4.50)
\end{aligned}$$

Realizando el proceso anterior y resolviendo la $\frac{d}{dt}$ para θ_2 se obtiene:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K_1}{\partial \dot{\theta}_2} + \frac{\partial K_2}{\partial \dot{\theta}_2} + \frac{\partial K_3}{\partial \dot{\theta}_2} \right) - \frac{\partial K_1}{\partial \theta_2} - \frac{\partial K_2}{\partial \theta_2} - \frac{\partial K_3}{\partial \theta_2} + \frac{\partial U_1}{\partial \theta_2} + \frac{\partial U_2}{\partial \theta_2} + \frac{\partial U_3}{\partial \theta_2} = \tau_2$$

$$\begin{aligned}
& \frac{d}{dt}[0 + \dot{\theta}_1(m_2l_1l_2\cos\theta_2 + m_2l_2^2 + I_2) + \\
& + \dot{\theta}_2(m_2l_2^2 + I_2) + \dot{\theta}_1(m_3l_2^2 + m_3l_3^2 + m_3l_1l_2\cos\theta_2 + \\
& + m_3l_1l_3\cos(\theta_2 + \theta_3) + 2m_3l_2l_3\cos\theta_3 + I_3) + \\
& + \dot{\theta}_2(m_3l_2^2 + m_3l_3^2 + 2m_3l_2l_3\cos\theta_3 + I_3) + \\
& + \dot{\theta}_3(m_3l_3^2 + m_3l_2l_3\cos\theta_3 + I_3)] - 0 + \\
& + \dot{\theta}_1(m_2l_1l_2\sin(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)) + \dot{\theta}_1(m_3l_1l_2\dot{\theta}_1\sin\theta_2 + \\
& + m_3l_1l_3\dot{\theta}_2\sin\theta_2 + m_3l_1l_3\dot{\theta}_1\sin(\theta_2 + \theta_3) + \\
& + m_3l_1l_3\dot{\theta}_2\sin(\theta_2 + \theta_3) + m_3l_1l_3\dot{\theta}_3\sin(\theta_2 + \theta_3)) + 0 + \\
& + m_2gl_2\sin(\theta_1 + \theta_2) + m_3g(l_2\sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)) = \tau_2
\end{aligned}$$

Derivando y reordenando la ecuación, queda de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
& \ddot{\theta}_1[I_2 + I_3 + m_2l_2^2 + m_2l_1l_2\cos\theta_2 + m_3l_1l_2\cos\theta_2 + m_3l_2^2 + m_3l_3^2 + \\
& \quad + m_3l_1l_3\cos(\theta_2 + \theta_3) + 2m_3l_2l_3\cos\theta_3] + \\
& \quad + \ddot{\theta}_2[I_2 + I_3 + m_2l_2^2 + m_3l_2^2 + m_3l_3^2 + 2m_3l_2l_3\cos\theta_3] + \\
& \quad + \ddot{\theta}_3[m_3l_3^2 + I_3 + m_3l_2l_3\cos\theta_3] + \\
& \quad + \dot{\theta}_1[-m_2l_1l_2\sin\theta_2(\dot{\theta}_2) - m_3l_1l_2\sin\theta_2(\dot{\theta}_2) - \\
& \quad - m_3l_1l_3\sin(\theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) - 2m_3l_2l_3\sin\theta_3(\dot{\theta}_3)] + \\
& \quad + \dot{\theta}_2[-2m_3l_2l_3\sin\theta_3(\dot{\theta}_3)] + \\
& \quad + \dot{\theta}_3[-m_3l_2l_3\sin\theta_3(\dot{\theta}_3)] - 0 + \dot{\theta}_1[m_2l_1l_2\sin\theta_2(\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) + \\
& \quad + m_3l_1l_2\dot{\theta}_1\sin\theta_2 + m_3l_1l_3\dot{\theta}_2\sin\theta_2 + m_3l_1l_3\dot{\theta}_1\sin(\theta_2 + \theta_3) + \\
& \quad + m_3l_1l_3\dot{\theta}_2\sin(\theta_2 + \theta_3) + m_3l_1l_2\dot{\theta}_3\sin(\theta_2 + \theta_3)] + \\
& \quad + m_2gl_2\sin(\theta_1 + \theta_2) + \\
& \quad + m_3g(l_2\sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)) = \tau_2
\end{aligned} \tag{4.51}$$

Realizando el proceso anterior y resolviendo la $\frac{d}{dt}$ para θ_3 se obtiene:

$$\begin{aligned}
& \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial K_1}{\partial \dot{\theta}_3} + \frac{\partial K_2}{\partial \dot{\theta}_3} + \frac{\partial K_3}{\partial \dot{\theta}_3} \right) - \frac{\partial K_1}{\partial \theta_3} - \frac{\partial K_2}{\partial \theta_3} - \frac{\partial K_3}{\partial \theta_3} + \frac{\partial U_1}{\partial \theta_3} + \frac{\partial U_2}{\partial \theta_3} + \frac{\partial U_3}{\partial \theta_3} = \tau_3 \\
& \frac{d}{dt} [0 + 0 + \dot{\theta}_1(m_3l_3^2 + m_3l_1l_3\cos(\theta_2 + \theta_3) + m_3l_2l_3\cos\theta_3 + I_3) + \\
& \quad + \dot{\theta}_2(m_3l_3^2 + m_3l_2l_3\cos\theta_3 + I_3) + \dot{\theta}_3(m_3l_3^2)] - 0 - 0 + \\
& \quad + \dot{\theta}_1(m_3l_1l_3\dot{\theta}_1\sin(\theta_2 + \theta_3) + m_3l_1l_3\dot{\theta}_2\sin(\theta_2 + \theta_3) + \\
& \quad + m_3l_1l_3\dot{\theta}_3\sin(\theta_2 + \theta_3) + m_3l_2l_3\dot{\theta}_1\sin\theta_3 + \\
& \quad + 2m_3l_2l_3\dot{\theta}_2\sin\theta_2 + m_3l_2l_3\dot{\theta}_3\sin\theta_3) + \\
& \quad + \dot{\theta}_2(m_3l_2l_3\dot{\theta}_2\sin\theta_3 + m_3l_2l_3\dot{\theta}_3\sin\theta_3) + 0 + \\
& \quad + 0 + m_3gl_3\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) = \tau_3
\end{aligned}$$

Derivando y reordenando la ecuación, queda de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
& \ddot{\theta}_1[I_3 + m_3l_3^2 + m_3l_1l_3\cos(\theta_2 + \theta_3) + m_3l_2l_3\cos\theta_3] + \\
& \quad + \ddot{\theta}_2[I_3 + m_3l_3^2 + m_3l_2l_3\cos\theta_3] + \ddot{\theta}_3[m_3l_3^2 + I_3] + \\
& \quad + \dot{\theta}_1[-m_3l_1l_3\sin(\theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) - m_3l_2l_3\sin\theta_3(\dot{\theta}_3)] + \\
& \quad + \dot{\theta}_2[-m_3l_2l_3\sin\theta_3(\dot{\theta}_3)] + \dot{\theta}_1[m_3l_1l_3\dot{\theta}_1\sin(\theta_2 + \theta_3) + \\
& \quad + m_3l_1l_3\dot{\theta}_2\sin(\theta_2 + \theta_3) + m_3l_1l_3\dot{\theta}_3\sin(\theta_2 + \theta_3) + \\
& \quad + m_3l_2l_3\dot{\theta}_1\sin\theta_3 + 2m_3l_2l_3\dot{\theta}_2\sin\theta_2 + m_3l_2l_3\dot{\theta}_3\sin\theta_3] + \\
& \quad + \dot{\theta}_2[m_3l_2l_3\dot{\theta}_2\sin\theta_3 + m_3l_2l_3\dot{\theta}_3\sin\theta_3] + \\
& \quad + m_3gl_3\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) = \tau_3
\end{aligned} \tag{4.52}$$

Sustituyendo las expresiones anteriores en la ecuación matricial:

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + G(\theta) = \tau$$

Se obtiene:

$$M = \begin{bmatrix} A & B & C \\ G & H & I \\ M & N & O \end{bmatrix} \quad (4.53)$$

$$C = \begin{bmatrix} D & E & F \\ J & K & L \\ P & Q & R \end{bmatrix} \quad (4.54)$$

$$g = \begin{bmatrix} S + T + U \\ T + U \\ U \end{bmatrix} \quad (4.55)$$

donde:

$$\begin{aligned} A &= m_1 l_1^2 + I_1 + I_2 + I_3 + m_2(l_1^2 + l_2^2) + m_3(l_1^2 + l_2^2 + l_3^2) + 2\cos\theta_2(m_2 l_1 l_2 + m_3 l_1 l_3) + \\ &+ 2m_3(l_1 l_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) + l_2 l_3 \cos\theta_3) \\ B &= I_2 + I_3 + m_2 l_2^2 + m_3 l_2^2 + m_3 l_3^2 + \cos\theta_2(m_2 l_1 l_2 + m_3 l_1 l_2) + m_3 l_1 l_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) + 2m_3 l_2 l_3 \cos\theta_3 \\ C &= m_3 l_3^2 + I_3 + m_3 l_1 l_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) + m_3 l_2 l_3 \cos\theta_3 \\ D &= -2\sin\theta_2(\dot{\theta}_2)(m_2 l_1 l_2 + m_3 l_1 l_2) - 2m_3 l_1 l_3 \sin(\theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) - 2m_3 l_2 l_3 \sin\theta_3(\dot{\theta}_3) \\ E &= -m_3 l_1 l_2 \sin\theta_2(\dot{\theta}_2) - m_3 l_1 l_3 \sin(\theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) - m_2 l_1 l_2 \sin\theta_2(\dot{\theta}_2) - 2m_3 l_2 l_3 \sin\theta_3(\dot{\theta}_3) = \\ &= -\sin\theta_2(\dot{\theta}_2)(m_2 l_1 l_2 + m_3 l_1 l_2) - m_3 l_1 l_3 \sin(\theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) - 2m_3 l_2 l_3 \sin\theta_3(\dot{\theta}_3) \\ F &= -m_3 l_1 l_3 \sin(\theta_2 + \theta_3)(\dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) - m_3 l_2 l_3 \cos\theta_3(\dot{\theta}_3) = \dot{\theta}_2[-m_3 l_1 l_3 \sin(\theta_2 + \theta_3)] + \dot{\theta}_3[-m_3 l_1 l_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) \\ &+ m_3 l_2 l_3 \sin\theta_3] \\ G &= I_2 + I_3 + m_2 l_2^2 + m_2 l_1 l_2 \cos\theta_2 + m_3 l_1 l_2 \cos\theta_2 + m_3 l_2^2 + m_3 l_3^2 + m_3 l_1 l_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) + 2m_3 l_2 l_3 \cos\theta_3 \\ H &= I_2 + I_3 + m_2 l_2^2 + m_3 l_2^2 + m_3 l_3^2 + 2m_3 l_2 l_3 \cos\theta_3 \\ I &= m_3 l_3^2 + I_3 + m_3 l_2 l_3 \cos\theta_3 \\ J &= \dot{\theta}_1[(-m_2 l_1 l_2 - m_3 l_1 l_2) \sin\theta_2 - m_3 l_1 l_3 \sin(\theta_2 + \theta_3)] + \dot{\theta}_2[-m_3 l_1 l_2 \sin\theta_2 - m_3 l_1 l_3 \sin\theta_2] \\ &+ \dot{\theta}_3[-m_3 l_1 l_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) - 2m_3 l_2 l_3 \sin\theta_3 + m_3 l_1 l_2 \sin(\theta_2 + \theta_3)] \\ K &= -2m_3 l_2 l_3 \dot{\theta}_3 \sin\theta_3 \\ L &= -m_3 l_2 l_3 \dot{\theta}_3 \sin\theta_3 \\ M &= I_3 + m_3 l_3^2 + m_3 l_1 l_3 \cos(\theta_2 + \theta_3) + m_3 l_2 l_3 \cos\theta_3 \\ N &= I_3 + m_3 l_3^2 + m_3 l_2 l_3 \cos\theta_3 \\ O &= m_3 l_3^2 + I_3 \\ P &= \dot{\theta}_1[m_3 l_1 l_3 \sin(\theta_2 + \theta_3) + m_3 l_2 l_3 \sin\theta_3] + \dot{\theta}_2[2m_3 l_2 l_3 \sin\theta_2] \\ Q &= m_3 l_2 l_3 \dot{\theta}_2 \sin\theta_3 \\ R &= 0 \\ S &= m_1 g l_1 \sin\theta_1 + m_2 g(l_1 \sin\theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2)) + \\ &+ m_3 g(l_1 \sin\theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)) \\ T &= m_2 g l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + m_3 g(l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)) \\ U &= m_3 g l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \end{aligned}$$

Partiendo del modelo dinámico del sistema que se ha calculado en esta sección se procede a su validación por medio de la simulación utilizando las ecuaciones obtenidas.

4.3. Validación del modelo matemático

Para validar el modelo dinámico que se presentó en la sección anterior se realizará una simulación del sistema diseñado en SolidWorks® que se presenta en la figura 4.2 el cuál se explicará a detalle en el siguiente capítulo.

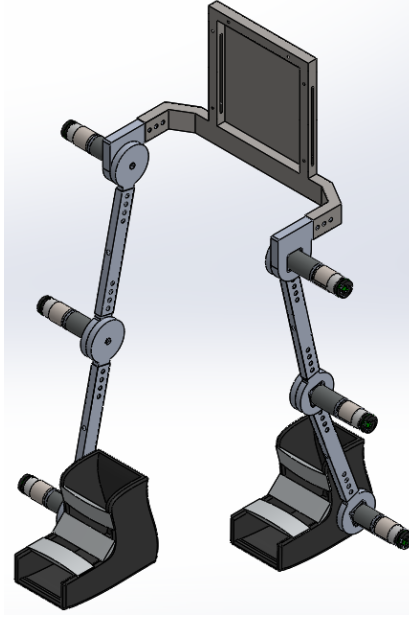


Figura 4.2: Sistema diseñado en SolidWorks®

Por medio de Matlab® con el complemento Simscape Multibody, se implementará un control Proporcional-Derivativo con Compensación de Gravedad ya que calcula y añade al control tipo PD el par que ejerce la fuerza de gravedad utilizando parte del modelo dinámico del sistema.

Implementar este tipo de control garantiza la estabilidad asintótica en la regulación de las posiciones articulares del sistema con mínimo error en el estado estacionario.

Este controlador establece que el equilibrio deseado es globalmente asintóticamente estable si la ganancia proporcional es suficientemente grande en algún sentido. Además, una condición suficiente para conseguir este resultado es que la menor ganancia proporcional sea mayor que la norma de la matriz Jacobiana del vector de pares gravitacionales.

Este resultado es el que hasta ahora ofrece la mejor estimación de las ganancias proporcionales que aseguren la solución del problema [Hernández et al., 2008], además esta condición también asegura robustez, es decir, que existe un único equilibrio que es globalmente asintóticamente estable a pesar de la existencia de incertidumbre en el término de pares gravitacionales.

El control PD con Compensación de Gravedad esta dado por:

$$\tau = K_p \tilde{q} - K_v \hat{q} + g(q) \quad (4.56)$$

donde:

τ es el vector de pares que actúan en las articulaciones

K_p es una matriz de $n \times n$ que indica la ganancia proporcional

$\tilde{q}$ es el error de posición

K_v es una matriz de $n \times n$ que indica la ganancia derivativa

$\hat{q}$ es la matriz de Coriolis y fuerza centrípeta

$g(q)$ es el par gravitacional

4.3.1. Simscape Multibody

Con el apoyo del complemento Simscape Multibody de Matlab® se realizará la simulación para validar el modelo dinámico obtenido, debido a que proporciona un entorno de simulación multicuerpo para sistemas mecánicos 3D, formula y resuelve las ecuaciones de movimiento de todo el sistema mecánico, permitiendo desarrollar sistemas de control así como probar el rendimiento a nivel de sistema.

Para implementar este control partiendo del sistema mecánico diseñado en SolidWorks® es necesario exportar este modelo con una extensión *.xml* la cual genera una base de datos que contiene etiquetas que se utilizan para la definición de objetos, así como atributos, tales como centro de gravedad, inercia, masas, articulaciones, entre otros.

Una vez generado el archivo *.xml*, Matlab lo procesa como información por medio de un diagrama de bloques en Simulink® (entorno de programación visual, que funciona sobre el entorno de programación Matlab®), el cual será utilizado como base en la simulación del sistema.

En la figura 4.3 se presenta el diagrama a bloques implementado en Simulink para el modelado del sistema.

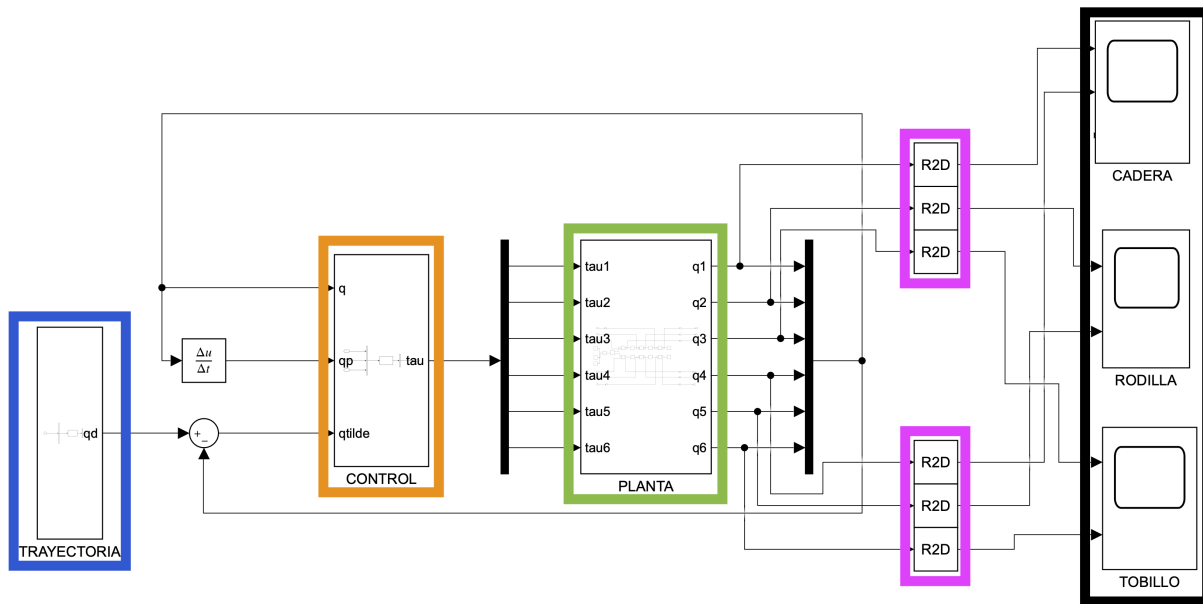


Figura 4.3: Diagrama a bloques que describen el comportamiento del sistema

Dónde se observan los bloques principales para la simulación del sistema:

- **Bloque de trayectoria** que seguirá cada articulación → recuadro azul
- **Bloque de control PD+G** → recuadro naranja
- **Planta del sistema**, es decir, el sistema mecánico diseñado → recuadro verde
- Función para convertir de radianes a grados → recuadro rosa

- **Salidas del sistema** que representará el movimiento de las articulaciones del exoesqueleto
→ recuadro negro

En el bloque de trayectoria se definen las características del seguimiento de la trayectoria de la marcha humana en función del tiempo y se divide en tres articulaciones: cadera, rodilla, y tobillo.

Para la selección de las trayectorias que definen el comportamiento de la marcha humana se han tomado en cuenta diferentes trabajos [Martínez-Solís et al., 2016],[Bravo & Garzón, 2005],[Bravo et al., 2012],[Zhu et al., 2015],[Aliman et al., 2018],[Nair & Ezhilarasi, 2020],[Xu & Liu, 2018], [Huang et al., 2016],[Liu et al., 2019],[Du et al., 2016],[Narayan et al., 2019],[López et al., 2014] y [Mamou & Saadia, 2015] en los que se describe el comportamiento de cada articulación como una función senoidal con diferentes argumentos para cada articulación.

A partir de esta revisión en este trabajo se proponen las siguientes trayectorias para cada articulación:

- Cadera:

$$0.6\text{sen}(2t) \quad (4.57)$$

- Rodilla:

$$0.3((\cos(2\pi \frac{30}{256}(t+2)) + \cos(2\pi \frac{30}{128}(t+2))) + 1.12) \quad (4.58)$$

- Tobillo:

$$0.25\text{sen}(2(t + \frac{\pi}{16})) > 0 \quad (4.59)$$

$$0 \text{ cuando } 0.25\text{sen}(2(t + \frac{\pi}{16})) \leq 0 \quad (4.60)$$

El bloque de control se compone de tres entradas:

- Posición
- Velocidad
- Error de posición

y una salida τ . Además, se define el par gravitacional, las ganancias P-D y la estructura de control.

El **bloque planta** representa el sistema mecánico diseñado así como las constantes necesarias para su implementación, el diagrama consta de seis entradas y seis salidas que representan las tres articulaciones de la pierna derecha e izquierda del sistema y que indican la posición de las mismas, las cuales, serán la señal de retroalimentación para el error de posición.

En la figura 4.4 se observa el diagrama a bloques del sistema diseñado como resultado de la exportación a Matlab® desde SolidWorks® por medio del archivo con extensión *.xml*.

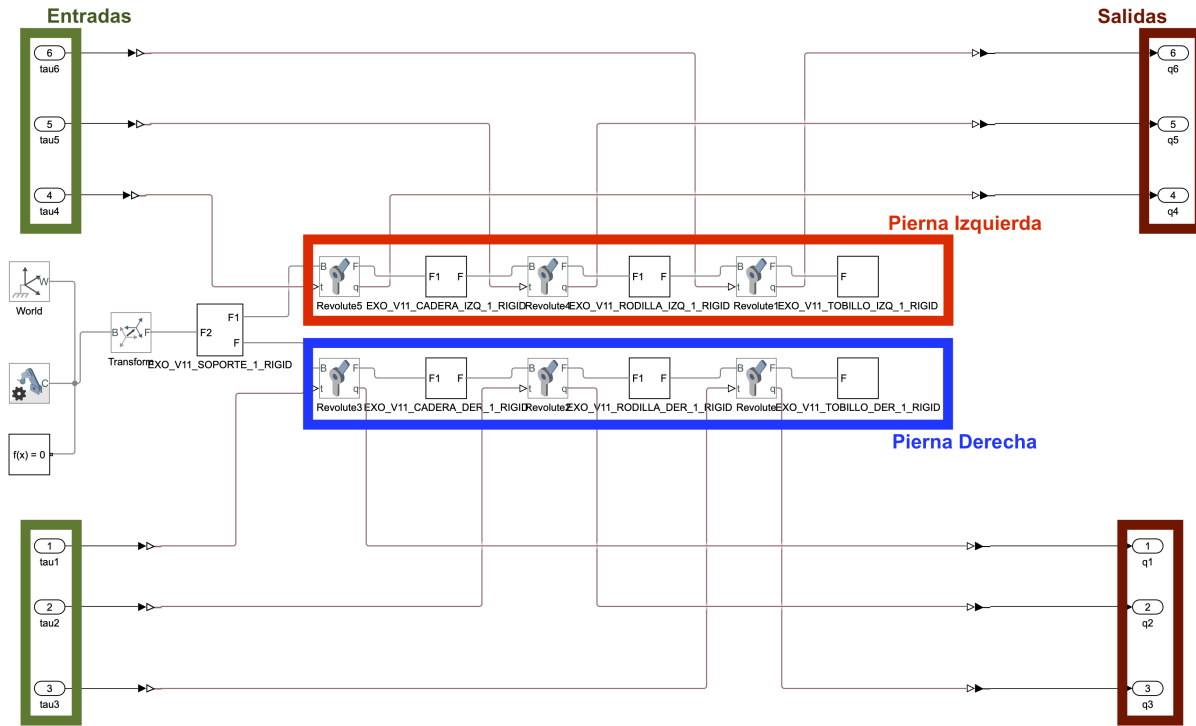
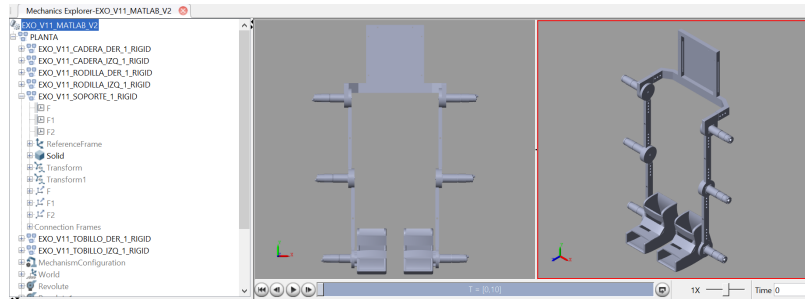
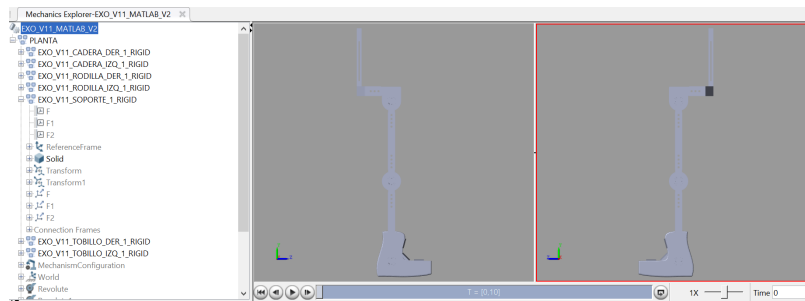


Figura 4.4: Diagrama a bloques del sistema mecánico

En la figura 4.5 se presenta el entorno de simulación de Simscape Multibody en la ventana de Mechanics Explorer en el que se observa el movimiento que tiene el sistema mecánico propuesto a partir de las trayectorias y el Control Proporcional-Derivativo con Compensación de Gravedad implementado para esta simulación.



(a) Vista frontal e isométrica del exoesqueleto



(b) Vista lateral izquierda y derecha del exoesqueleto

Figura 4.5: Espacio de trabajo de Simscape Multibody

4.3.2. Resultados

En la figura 4.6 se presenta la gráfica obtenida aplicando el control PD+G y la trayectoria deseada para las articulaciones de la cadera derecha e izquierda para la simulación de la marcha humana, se observa que el movimiento de flexión se tiene un máximo de 35° y para el movimiento de extensión de -35° de movilidad.

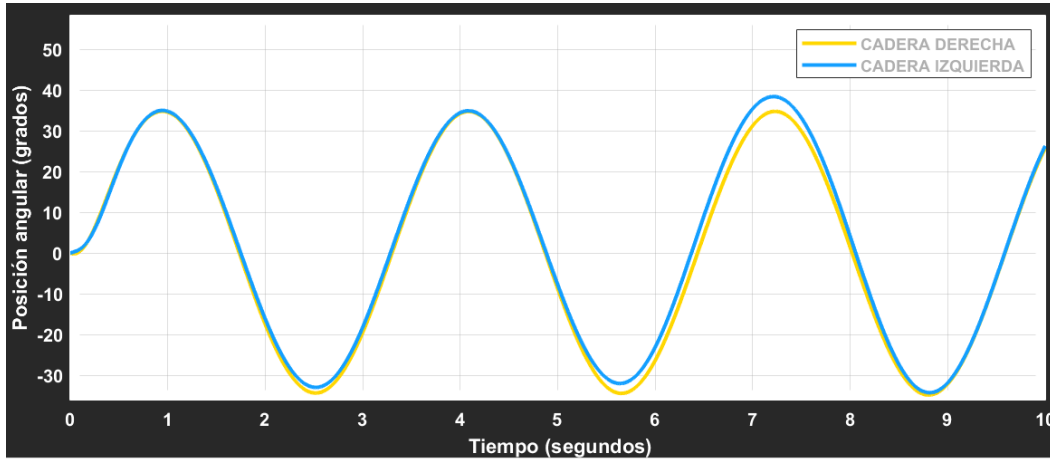


Figura 4.6: Gráfica de posición de la cadera derecha e izquierda en el ciclo de la marcha humana

En la figura 4.7 se observa la gráfica obtenida aplicando la trayectoria deseada y el control PD+G para las articulaciones de la rodilla derecha e izquierda para la simulación de la marcha humana, se observa que el movimiento de flexión en la fase de apoyo se tiene un máximo de 20° y en la fase de balanceo de 50° de movilidad.

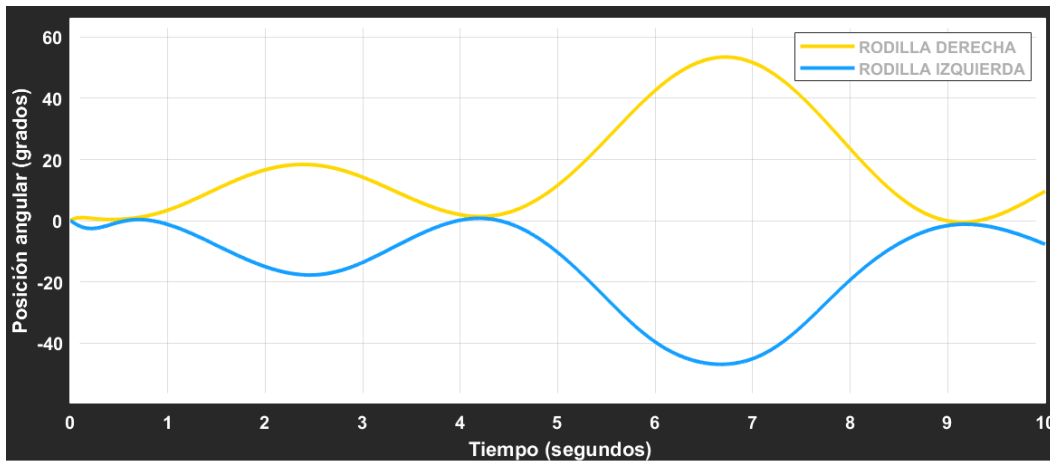


Figura 4.7: Gráfica de posición de la rodilla derecha e izquierda en el ciclo de la marcha humana

En la figura 4.8 se presenta la gráfica obtenida aplicando el control PD+G y la trayectoria deseada para las articulaciones del tobillo derecho e izquierdo para la simulación de la marcha humana, se observa que en el movimiento del tobillo se tiene un máximo de 10° y mínimo de 0° .

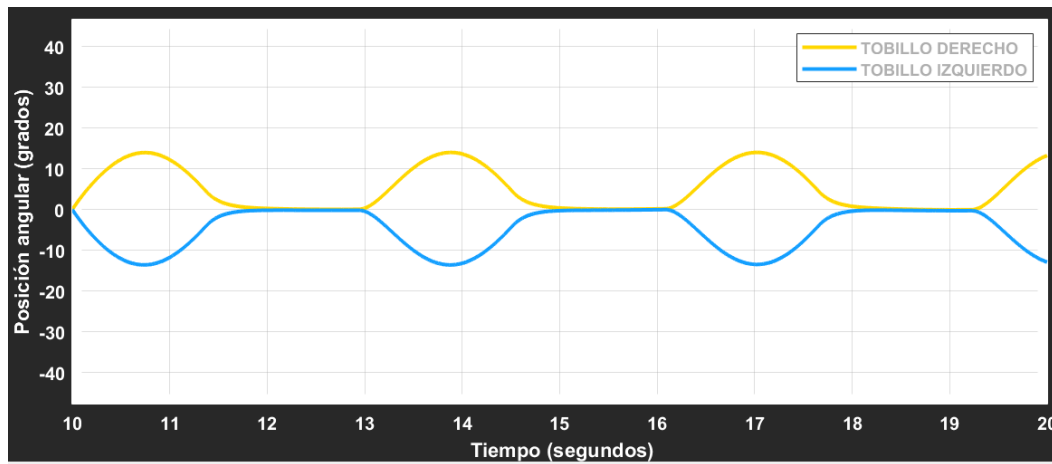


Figura 4.8: Gráfica de posición del tobillo derecho e izquierdo en el ciclo de la marcha humana

Con estos resultados se ha demostrado por medio de la simulación que la trayectoria propuesta para cada articulación de los miembros inferiores del sistema propuesto, puede replicar el movimiento de la marcha humana, a través de un Control Proporcional-Derivativo con Compensación de Gravedad utilizando el modelo dinámico obtenido en este capítulo.

Capítulo 5

Diseño y construcción del exoesqueleto

A partir de la investigación de los modelos de exoesqueletos convencionales y automatizados, se crea un criterio para la selección de materiales para el desarrollo de una estructura mecánica que permita asistir a la movilidad del cuerpo o sus extremidades de manera segura para el proceso de rehabilitación. Tomando en cuenta los datos antropométricos presentados en el capítulo 2 y que se busca atender a pacientes adultos con una altura de 1.60m a 1.90m y hasta 100kg que sean capaces de mantenerse en pie con el apoyo de una andadera se seleccionan los componentes que se presentan a continuación.

5.1. Selección de materiales para la construcción

Como se sabe, para el diseño de un prototipo, en este caso un exoesqueleto, es necesario analizar las diferentes componentes que intervienen en este proceso. A continuación, se enlistan los diferentes elementos que conforman el exoesqueleto propuesto, los cuales se describirán en esta sección:

- Actuadores
- Materiales de la estructura mecánica
- Rodamientos

Cabe mencionar que, hay otras etapas que también se toman en cuenta al momento del diseño, pero se explicarán en otro apartado, como:

- Etapa de potencia
- Interfaz electrónica
- Diseño del prototipo
- Construcción del prototipo

5.1.1. Actuadores

Para el diseño del exoesqueleto, es de suma importancia tomar en cuenta los motores, ya que estos serán los encargados de generar el movimiento de la marcha humana, además de soportar el peso del paciente y de la estructura mecánica propuesta.

Tomando en cuenta lo anterior se van utilizar seis motorreductores de la marca AndyMark que cuentan con un encoder magnético, el cual permite tener un control de posición más preciso. Los modelos a utilizar son los siguientes:

- 2 PG188 para la articulación del tobillo
- 4 PG977 para la articulación de la cadera y la rodilla

En la figura 5.1 se presentan los motores AndyMark® modelo PG188, cabe mencionar que el modelo PG977 tiene las mismas características físicas, siendo diferentes respecto a las características mecánicas y eléctricas.



Figura 5.1: Motorreductor marca AndyMark® modelo PG188 [AndyMark, 2020]

El motorreductor PG188 tiene las siguientes características:

- Voltaje de alimentación: 12V DC
- Consumo máximo de corriente: 20A DC
- Velocidad sin carga: 28RPM
- Torque máximo: 44Nm
- Peso: 1.01kg

El motorreductor PG977 tiene las siguientes características:

- Voltaje de alimentación: 12V DC
- Consumo máximo de corriente: 16A DC
- Velocidad sin carga: 6.4RPM
- Torque máximo: 158Nm
- Peso: 1.12kg

5.1.2. Materiales para la estructura mecánica

Tomando en cuenta la aplicación que tiene el exoesqueleto y que se debe asegurar la resistencia de la estructura se proponen los siguientes materiales para su diseño y construcción:

- Aluminio 6061 para las partes articulaciones de la estructura con un módulo elástico de $70,000N/mm^2$ y densidad de $2,700kg/mm^3$
- Aluminio 6063 para los perfiles tubulares que van a unir las articulaciones con un módulo elástico de $69,500N/mm^2$ y densidad de $2,700kg/mm^3$
- Acero Inoxidable 304 para el soporte y unión de la estructura de los perfiles de aluminio con un módulo elástico de $187,500N/mm^2$ y densidad de $7,930kg/mm^3$

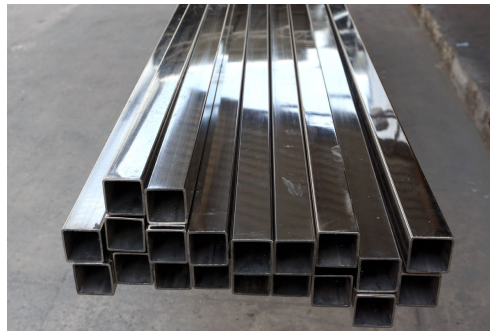
Tomando en cuenta el módulo elástico de cada material y considerando que la densidad del Aluminio es menor que la del Acero Inoxidable se propone utilizar el primero para las partes móviles del exoesqueleto por lo tanto será más ligera la estructura mecánica, y como soporte de todas las articulaciones se utilizará un Acero Inoxidable por su alta capacidad de soldabilidad en comparación con el Aluminio y resistencia mecánica.



(a) Aluminio 6061



(b) Aluminio 6063



(c) Acero Inoxidable 304

Figura 5.2: Materiales propuestos para el diseño y construcción del exoesqueleto

5.1.3. Rodamientos

Para tener un buen funcionamiento de las articulaciones y reducir el efecto de la fricción entre la articulación móvil y fija, se propone utilizar un rodamiento rígido de bolas de la marca SKF® modelo 51105 que se presenta en la figura 5.3. Las características que tiene el rodamiento seleccionado son:

- Diámetro interno: 25mm
- Diámetro externo: 42mm
- Altura: 11mm
- Capacidad de carga dinámica: 18.2kN
- Capacidad de carga estática: 39kN
- Velocidad límite: 9000 RPM
- Peso: 0.056kg

Utilizando este rodamiento se reduce el esfuerzo del motor para mover cada articulación, dado que se reduce la fricción entre los componentes del sistema mecánico.



Figura 5.3: Balero SKF® modelo 51105 [SKF, 2020]

5.2. Etapa de potencia

Para el control de los motores se requiere una etapa de potencia que administre el voltaje y la corriente suficiente para su activación. En este caso, se requiere controlar la velocidad durante el proceso de la terapia ya que cada paciente tiene diferente tratamiento, así como también, definir el sentido de giro para replicar el movimiento de flexión y extensión de cada articulación.

Se ha seleccionado un driver de alta potencia de la marca Pololu® modelo 24v21 como el que se presenta en la figura 5.4, el cual cuenta con las siguientes características:

- Voltaje mínimo de operación: 6.5V
- Voltaje máximo de operación: 40V
- Corriente de salida continua: 21A
- Frecuencia máxima de PWM: 100 kHz
- Tamaño: 33mm×20mm
- Peso: 0.005kg

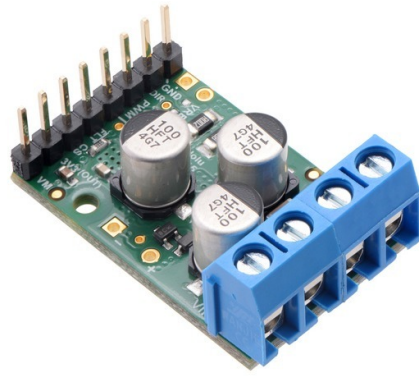


Figura 5.4: Driver Pololu[®] modelo 24v21 [Pololu, 2020]

5.3. Interfaz electrónica

Para la etapa de control digital que activa el driver presentado en la sección 5.2, y esté energiza el motor del sistema para los movimientos de flexión y extensión de cada articulación.

Se propone una tarjeta que utiliza el chip ESP32 de Espressif[®] como la que se muestra en la figura 5.5, programada para trabajar con el protocolo de comunicación wifi entre la etapa de potencia y el software de control desarrollado en LabVIEW[®], la cual tiene las siguientes características:

- Microprocesador Tensilica LX6 a 240MHz de doble núcleo
- Memoria RAM estática de 520KB
- Wifi 802.11b/g/n
- Bluetooth
- Memoria Flash de 4MB
- Oscilador a 32kHz
- Dimensiones: 51mm×23mm×8mm sin pines
- Peso: 0.007kg

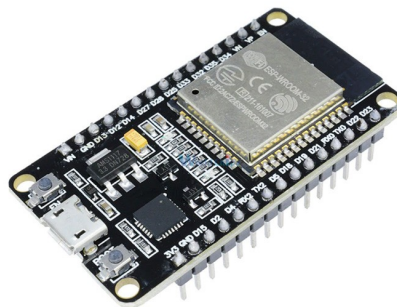


Figura 5.5: Tarjeta ESP32 de Espressif[®] [Espressif, 2020]

Para el funcionamiento del sistema se ha implementado la siguiente programación que se presenta en los diagramas a bloques de la figura 5.6.

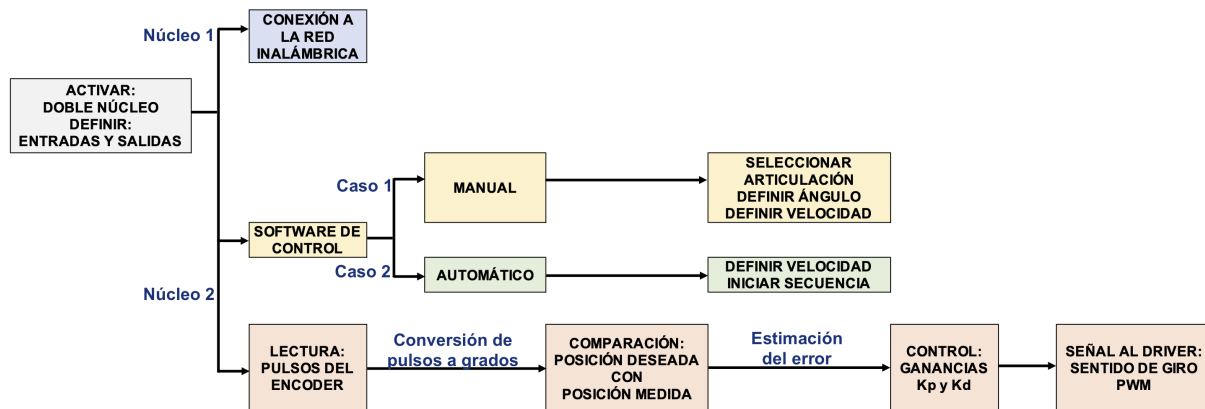


Figura 5.6: Programa implementado en la ESP32

En el que se describe el funcionamiento de la siguiente forma:

Primero se definen las variables, entradas y salidas de la tarjeta de control, posteriormente se habilitan los dos núcleos: el primero para la implementación del protocolo de comunicación wifi, estar conectado a la computadora para su funcionamiento, envío y recepción de datos; el segundo núcleo está configurado para recibir las instrucciones del software de control para mover cada una de las articulaciones, para generar los ciclos de la marcha de forma manual o automática, regulando la velocidad de los motores e invirtiendo el giro, para generar los movimientos de flexión o extensión según corresponda.

5.4. Sistema mecánico

Tomando en cuenta el análisis de la antropometría mexicana presentado en el capítulo 2 y los sistemas reportados en el capítulo 3 se presenta el diseño de la estructura mecánica del exoesqueleto que servirá para la rehabilitación motriz de miembros inferiores en adultos con una altura de 1.60 a 1.90m y hasta 100kg.

5.4.1. Diseño del prototipo

Para el diseño del sistema mecánico del exoesqueleto se utiliza el software de simulación y diseño SolidWorks® mismo que se utilizará para realizar el análisis de esfuerzos de cada una de las articulaciones para garantizar la seguridad del paciente en el proceso de la terapia. En la figura 5.7 se presenta la vista isométrica del diseño propuesto para la estructura mecánica, tomando en cuenta las siguientes características:

- El respaldo que se presenta en este diseño sirve de soporte lumbar y sujetar el abdomen del paciente durante la terapia.
- Las botas que se proponen se utilizan para tratar alguna lesión que requiera la inmovilización del pie, de esta forma se tiene una mejor sujeción de la articulación del tobillo durante la terapia.
- La ubicación de los motores se ha determinado tomando en cuenta las siguientes articulaciones:

- Coxofemoral: cadera
 - Femoropatelar: rodilla
 - Tibio-Peroneo-Astragalina: tobillo
- La distancia entre cada articulación o longitud del eslabón, la separación entre una pierna y otra, la profundidad y el tamaño del respaldo se proponen de acuerdo al estudio realizado por [Avila-Chaurand et al., 2001], en el que se presentan las dimensiones antropométricas de la población mexicana.



Figura 5.7: Diseño de la estructura mecánica del exoesqueleto

En la figura 5.8 se presenta el plano técnico del sistema diseñado con todas su dimensiones en milímetros en una vista frontal, lateral e isométrica.

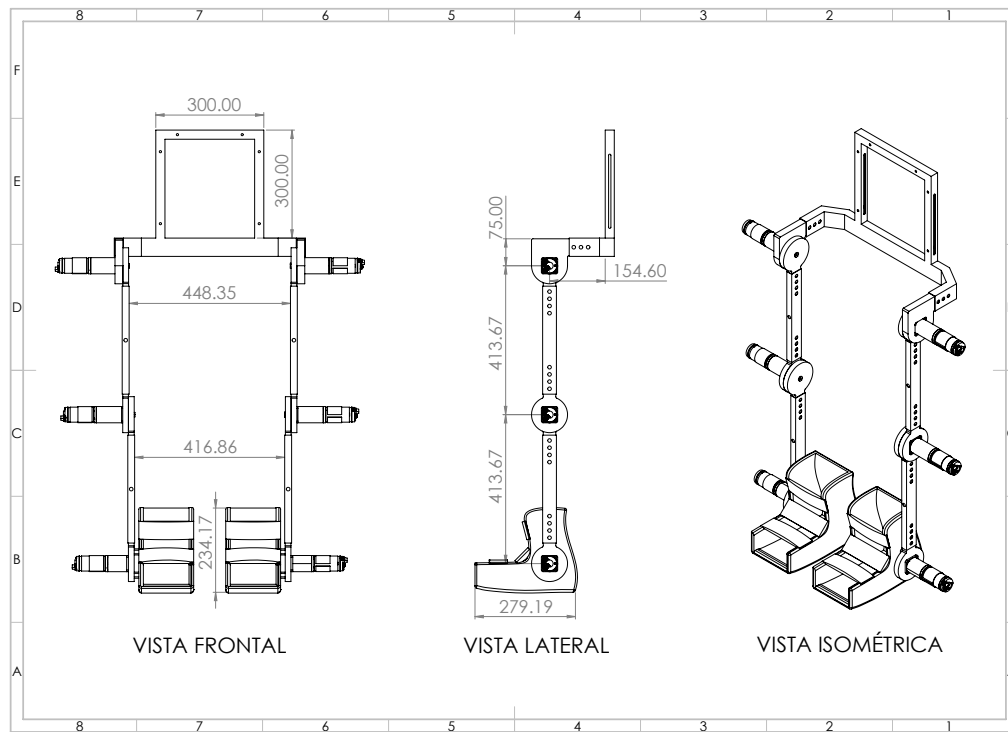


Figura 5.8: Plano técnico de la estructura mecánica del exoesqueleto

Para una mejor visualización de todo el sistema se presenta una vista frontal y lateral derecha como se ve en la figura 5.9(a) y 5.9(b), respectivamente.

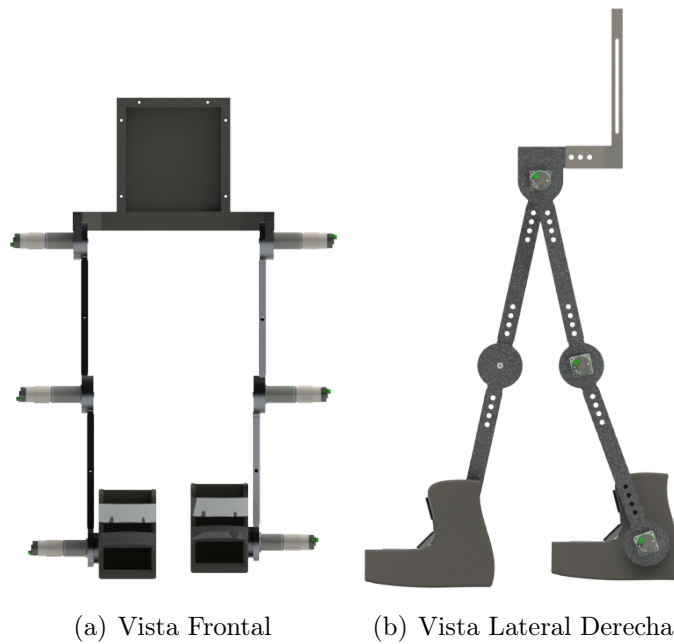


Figura 5.9: Diferentes vistas del diseño de la estructura mecánica del exoesqueleto

El espacio que ocuparía la estructura sería de $126\text{cm} - 146\text{cm}$ de alto con un frente de 86cm y una profundidad de 48cm .

5.4.2. Simulación de esfuerzo y carga de la estructura mecánica

Partiendo del diseño de la estructura, se realizó el análisis de esfuerzos aplicando el Método del Elemento Finito, por medio del software SolidWorks aplicando la herramienta SolidWorks Simulation.

- El primer paso para llevar a cabo esta simulación es definir el material de la estructura mecánica, en este caso se aprovecha que SolidWorks contiene una amplia biblioteca de materiales a utilizar y con todas las características físicas y químicas del mismo.
- Posteriormente se definen las sujeciones o puntos fijos de la estructura así como las fuerzas que actúan sobre la misma, además de que se debe agregar el efecto de la gravedad para que la simulación sea lo más aproximada a la realidad.
- Después el software realiza el mallado de la estructura para obtener los elementos finitos que conforman la estructura.
- Finalmente SolidWorks resuelve la ecuación para cada uno de los elementos y nos entrega los resultados para el análisis de tensión, deformación y desplazamiento.

En la figura 5.10 se presentan los resultados del análisis de esfuerzos de la articulación fija de la cadera al aplicar una fuerza de $241N$, tomando en cuenta el peso de la estructura por $6.6kg$ más el peso de la extremidad del paciente que en esta articulación equivale al 18 % del peso corporal, por lo tanto se propone un valor de $18kg$. En la figura 5.10(b) se puede observar que el punto máximo de tensión representado por las zonas en color rojo, con un valor de $1.12 \times 10^7 N/mm^2$ comparándolo con el límite elástico del Aluminio 6061 que es $5.51 \times 10^7 N/mm^2$ existe una diferencia de $4.3 \times 10^7 N/mm^2$, por lo que se asegura que la pieza soportará esta carga, esto se demuestra obteniendo el gráfico 5.10(d) del factor de seguridad en el que se obtiene un factor mínimo de 4.9 y se tiene un desplazamiento máximo de $0.00536mm$ como se presenta en 5.10(c).

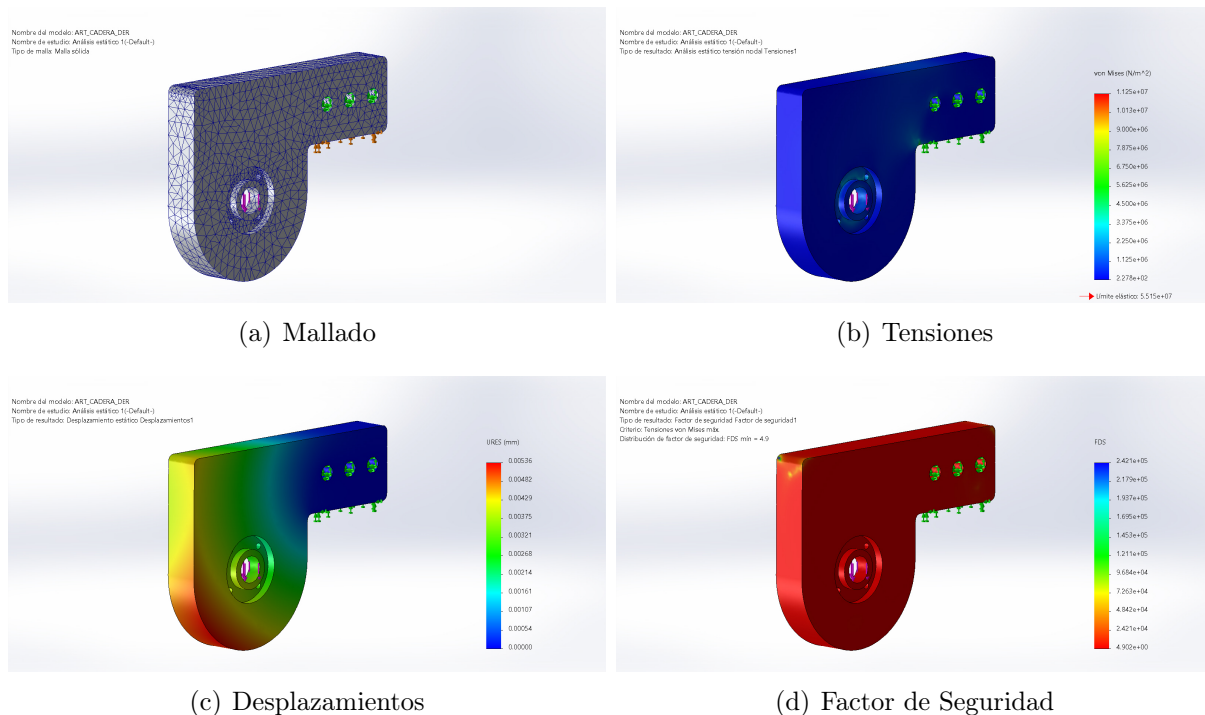


Figura 5.10: Resultados del análisis de estructural de la articulación fija de la cadera

En la tabla 5.1 y figura 5.11 se presentan los resultados del análisis de esfuerzos de la articulación móvil de la cadera al aplicar una fuerza de $225N$, tomando en cuenta el peso de la estructura por $5kg$ más el peso de la extremidad del paciente que en esta articulación equivale al 18 % del peso corporal, por lo tanto se propone un valor de $18kg$.

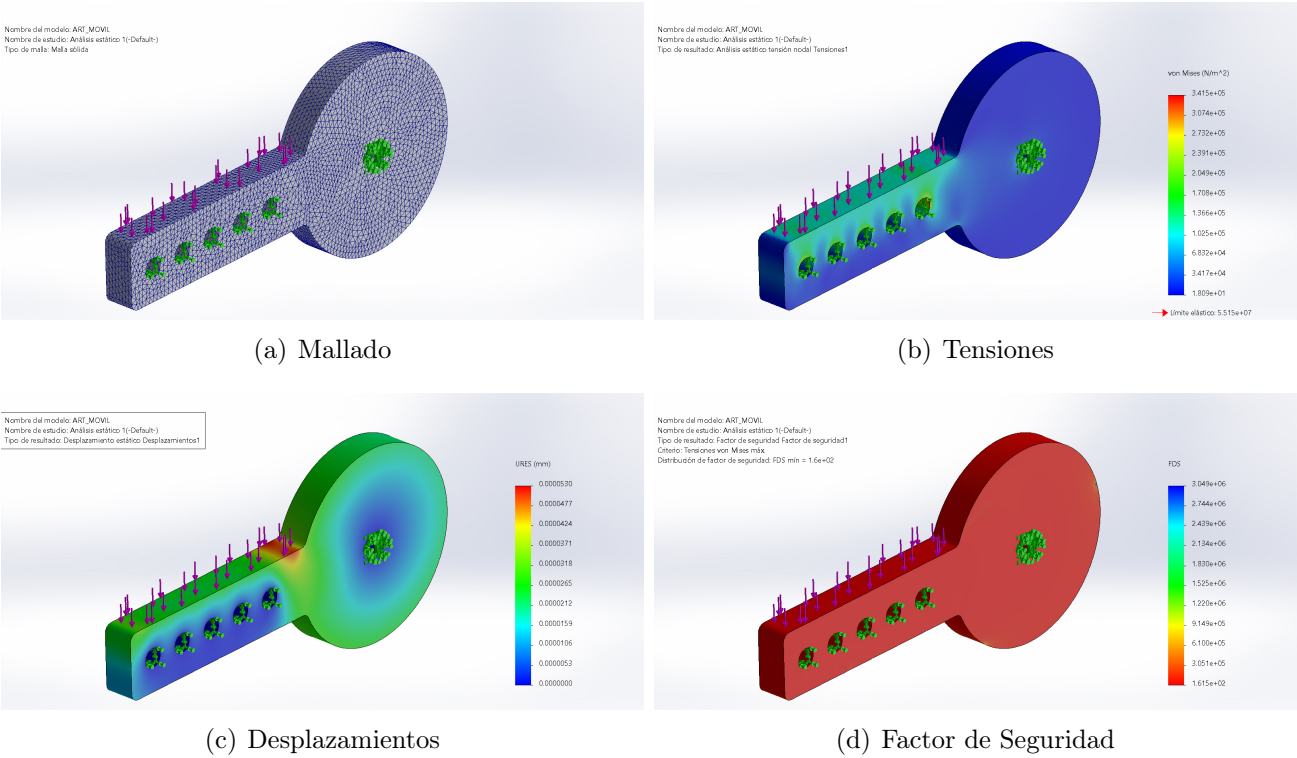


Figura 5.11: Resultados del análisis de estructural de la articulación móvil de la cadera

Art. Móvil Cadera	
Tensión máxima	$3.41e^5 \text{ N/m}^2$
Factor de seguridad mínimo	160
Desplazamiento máximo	$5.30e^{-5} \text{ mm}$

Tabla 5.1: Resultados de la articulación móvil de la cadera

En la tabla 5.2 y figura 5.12 se presentan los resultados del análisis de esfuerzos de la articulación fija de la rodilla al aplicar una fuerza de $131N$, tomando en cuenta el peso de la estructura por $4.4kg$ más el peso de la extremidad del paciente que en esta articulación equivale al 9% del peso corporal, por lo tanto se propone un valor de $9kg$.

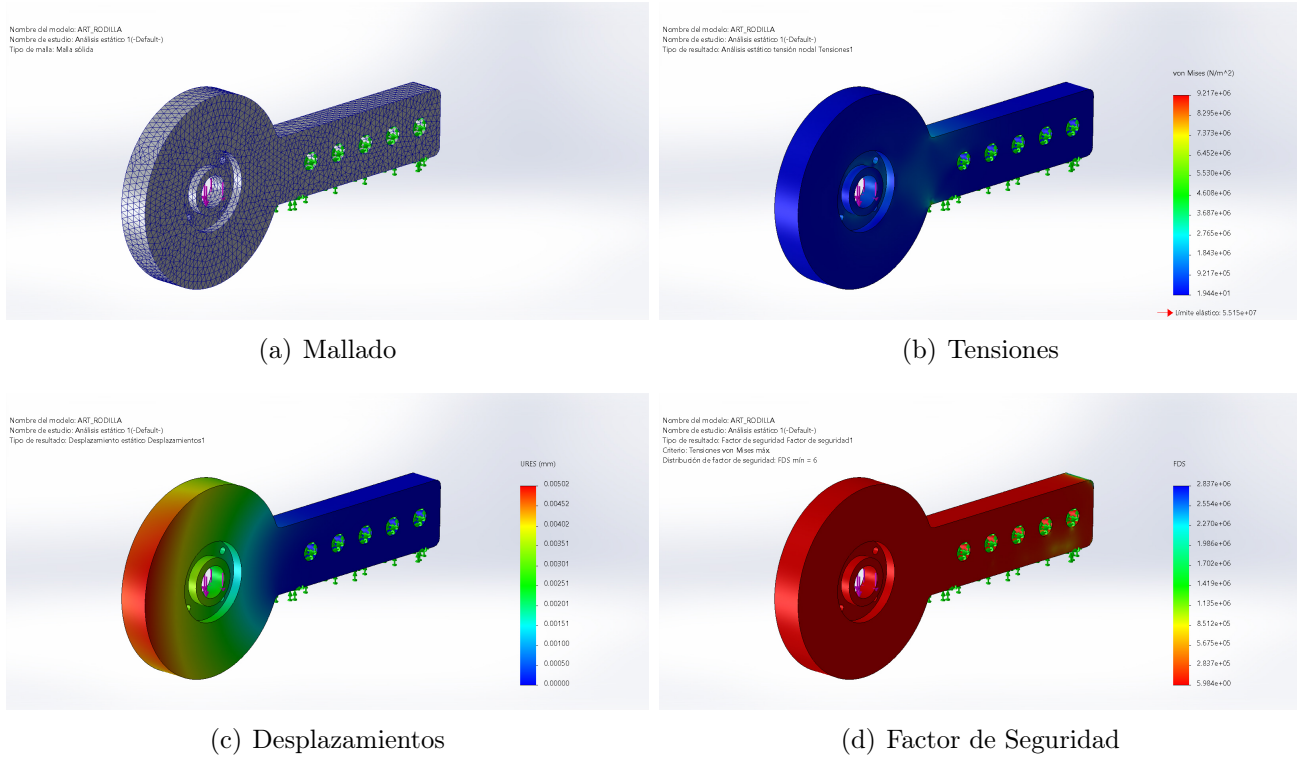


Figura 5.12: Resultados del análisis de estructural de la articulación fija de la rodilla

Art. Fija Rodilla	
Tensión máxima	$9.21e^6 \text{ N/m}^2$
Factor de seguridad mínimo	6
Desplazamiento máximo	$5.02e^{-3} \text{ mm}$

Tabla 5.2: Resultados de la articulación fija de la rodilla

En la tabla 5.3 y figura 5.13 se presentan los resultados del análisis de esfuerzos de la articulación móvil de la rodilla al aplicar una fuerza de $115N$, tomando en cuenta el peso de la estructura por $2.8kg$ más el peso de la extremidad del paciente que en esta articulación equivale al 9% del peso corporal, por lo tanto se propone un valor de $9kg$.

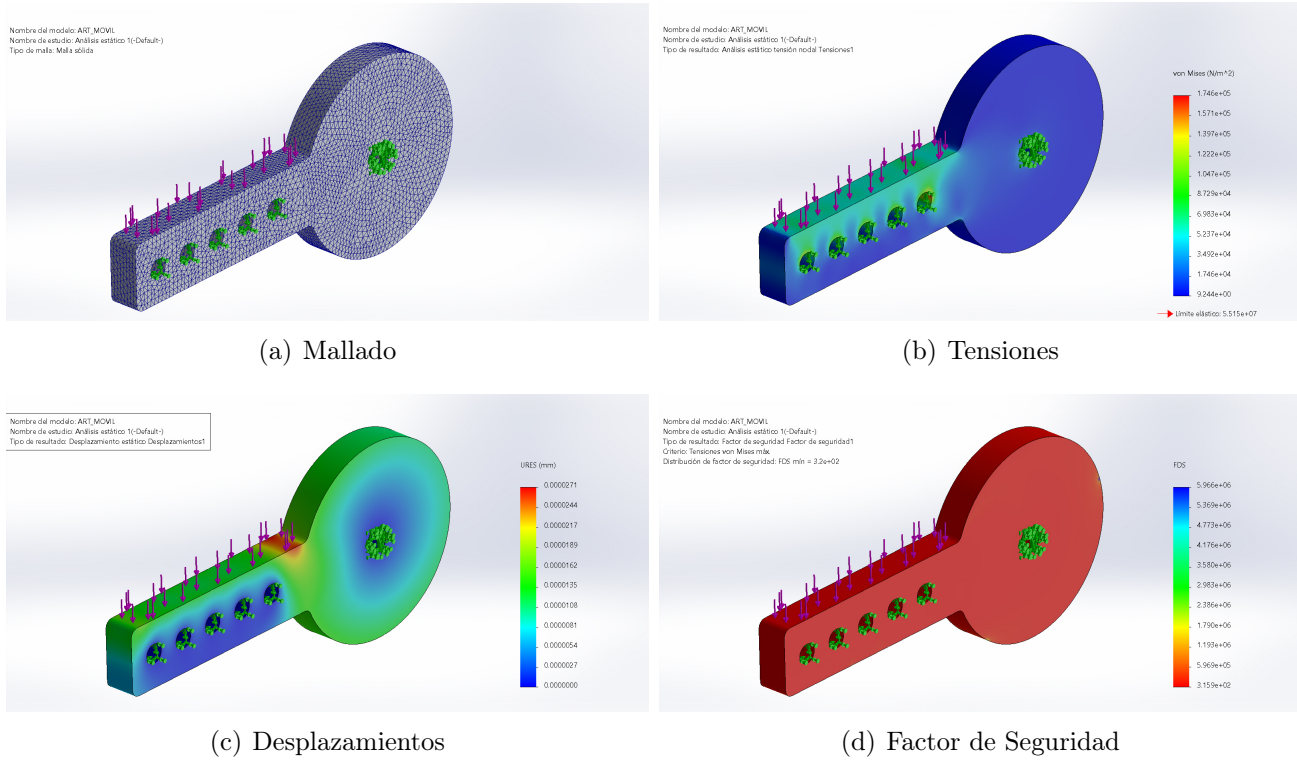


Figura 5.13: Resultados del análisis de estructural de la articulación móvil de la rodilla

Art. Móvil Rodilla	
Tensión máxima	$1.74e^5 \text{ N/m}^2$
Factor de seguridad mínimo	320
Desplazamiento máximo	$2.71e^{-5} \text{ mm}$

Tabla 5.3: Resultados de la articulación móvil de la rodilla

En la tabla 5.4 y figura 5.14 se presentan los resultados del análisis de esfuerzos de la articulación fija del tobillo al aplicar una fuerza de $51N$, tomando en cuenta el peso de la estructura por $2.2kg$ más el peso de la extremidad del paciente que en esta articulación equivale al 3 % del peso corporal, por lo tanto se propone un valor de $3kg$.

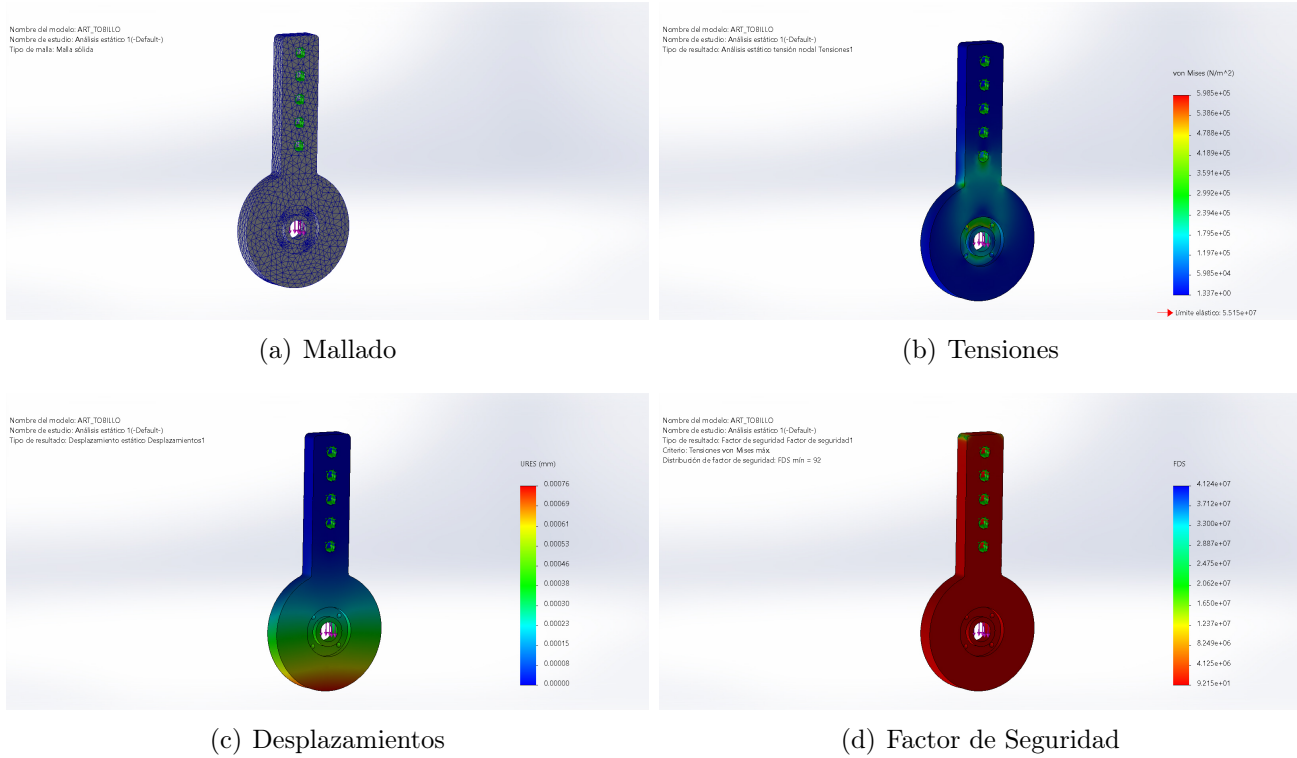


Figura 5.14: Resultados del análisis de estructural de la articulación fija del tobillo

Art. Fija Tobillo	
Tensión máxima	$5.98e^5 \text{ N/m}^2$
Factor de seguridad mínimo	92
Desplazamiento máximo	$7.60e^{-4} \text{ mm}$

Tabla 5.4: Resultados de la articulación fija del tobillo

En la tabla 5.5 y la figura 5.15 se presentan los resultados del análisis de esfuerzos de la articulación móvil del tobillo al aplicar una fuerza de $41N$, tomando en cuenta el peso de la estructura por $1.2kg$ más el peso de la extremidad del paciente que en esta articulación equivale al 3 % del peso corporal, por lo tanto se propone un valor de $3kg$.

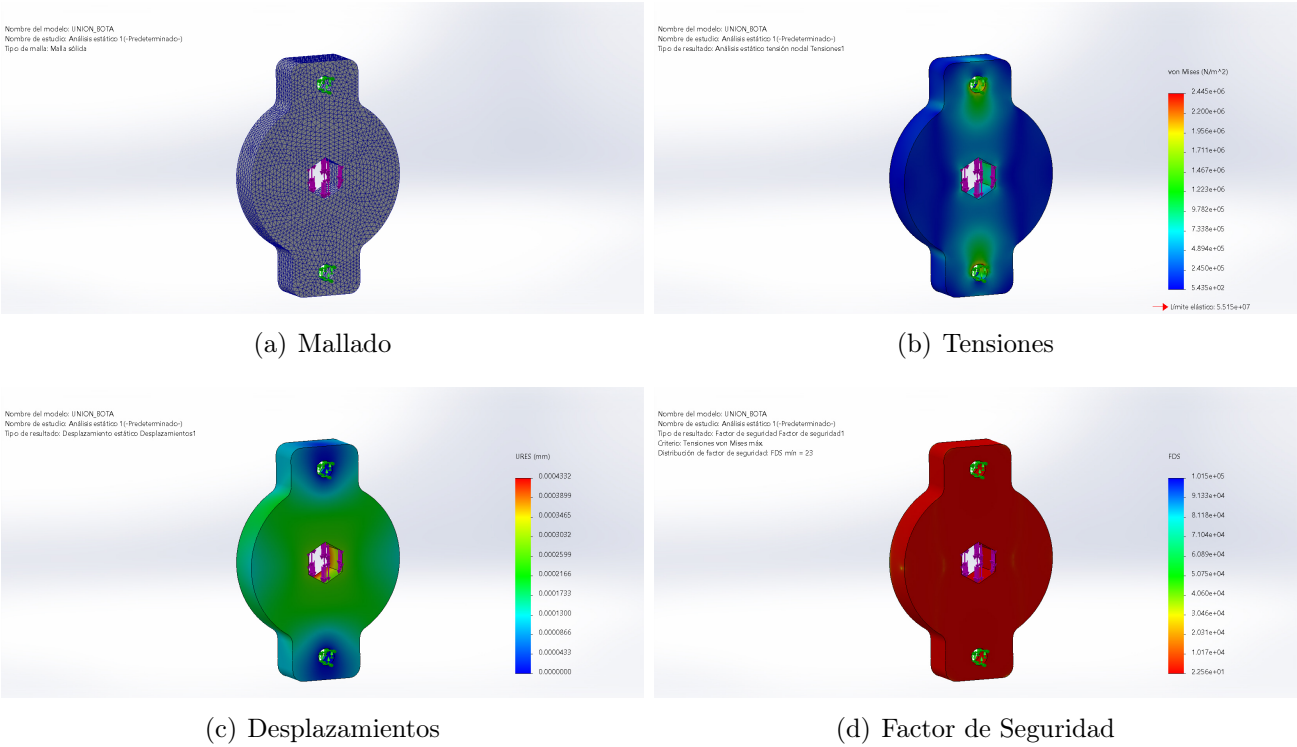


Figura 5.15: Resultados del análisis de estructural de la articulación móvil del tobillo

Art. Móvil Tobillo	
Tensión máxima	$2.44e^6 \text{ N/m}^2$
Factor de seguridad mínimo	23
Desplazamiento máximo	$4.30e^{-4} \text{ mm}$

Tabla 5.5: Resultados de la articulación móvil del tobillo

Finalmente, en la tabla 5.6 y la figura 5.16 se presentan los resultados del análisis de esfuerzos del soporte de la estructura que será el respaldo del exoesqueleto al aplicar una fuerza de 250N, tomando en cuenta el peso de la estructura por 7.4kg en cada extremo más el peso de la extremidad del paciente equivalente al 18 % del peso corporal, por lo tanto se propone un valor de 25kg.

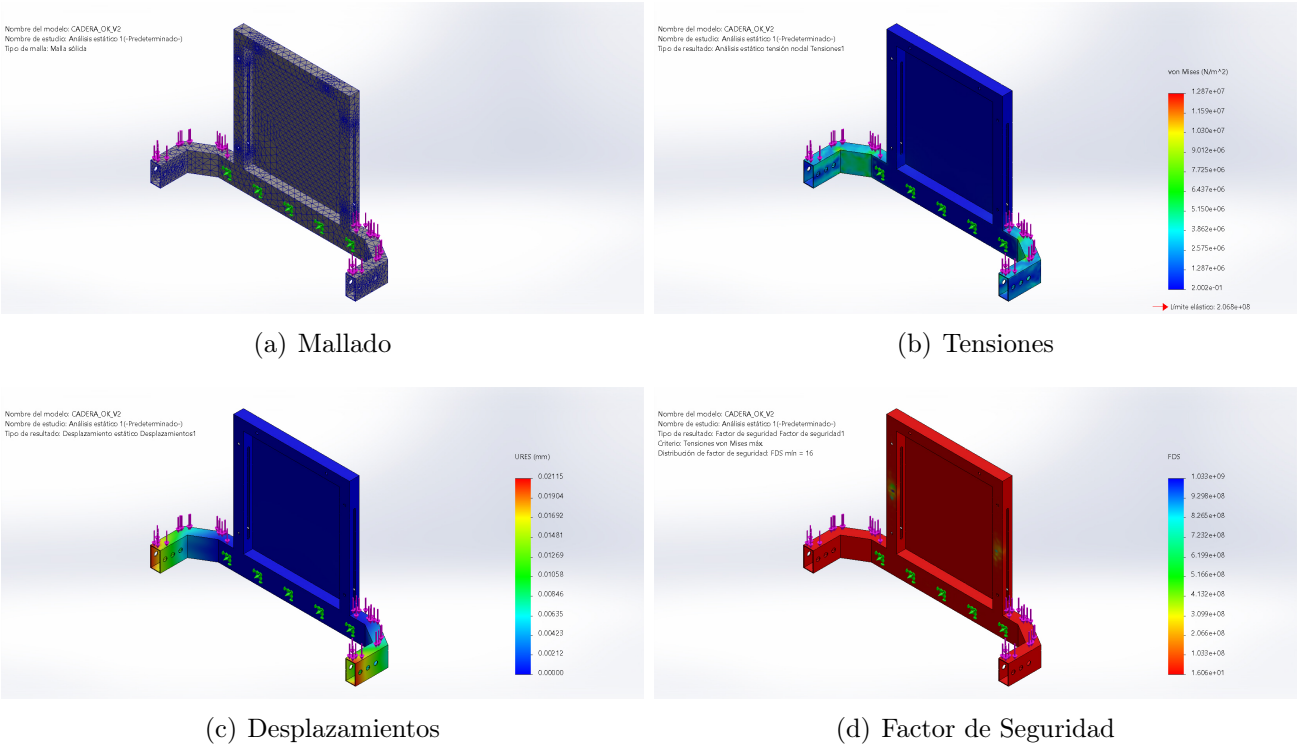


Figura 5.16: Resultados del análisis de estructural del respaldo del exoesqueleto

Soporte	
Tensión máxima	1.28e ⁷ N/m ²
Factor de seguridad mínimo	16
Desplazamiento máximo	2.10e ⁻² mm

Tabla 5.6: Resultados del respaldo del exoesqueleto

5.5. Construcción del prototipo

Para la construcción de la estructura se utilizaron dos técnicas, la primera fue por medio de soldadura de arco bajo gas protector con electrodo consumible, o mejor conocido como soldadura MIG (Metal Inert Gas), por sus siglas en inglés para obtener el soporte de la estructura fabricado de Acero Inoxidable 304 y la segunda se implemento la Manufactura Asistida por Computadora para el mecanizado de las piezas de Aluminio 6061 en una Fresa de Control Numérico. En la figura 5.17 se presenta el exoesqueleto construido con todos los elementos que se mencionaron en las secciones anteriores.

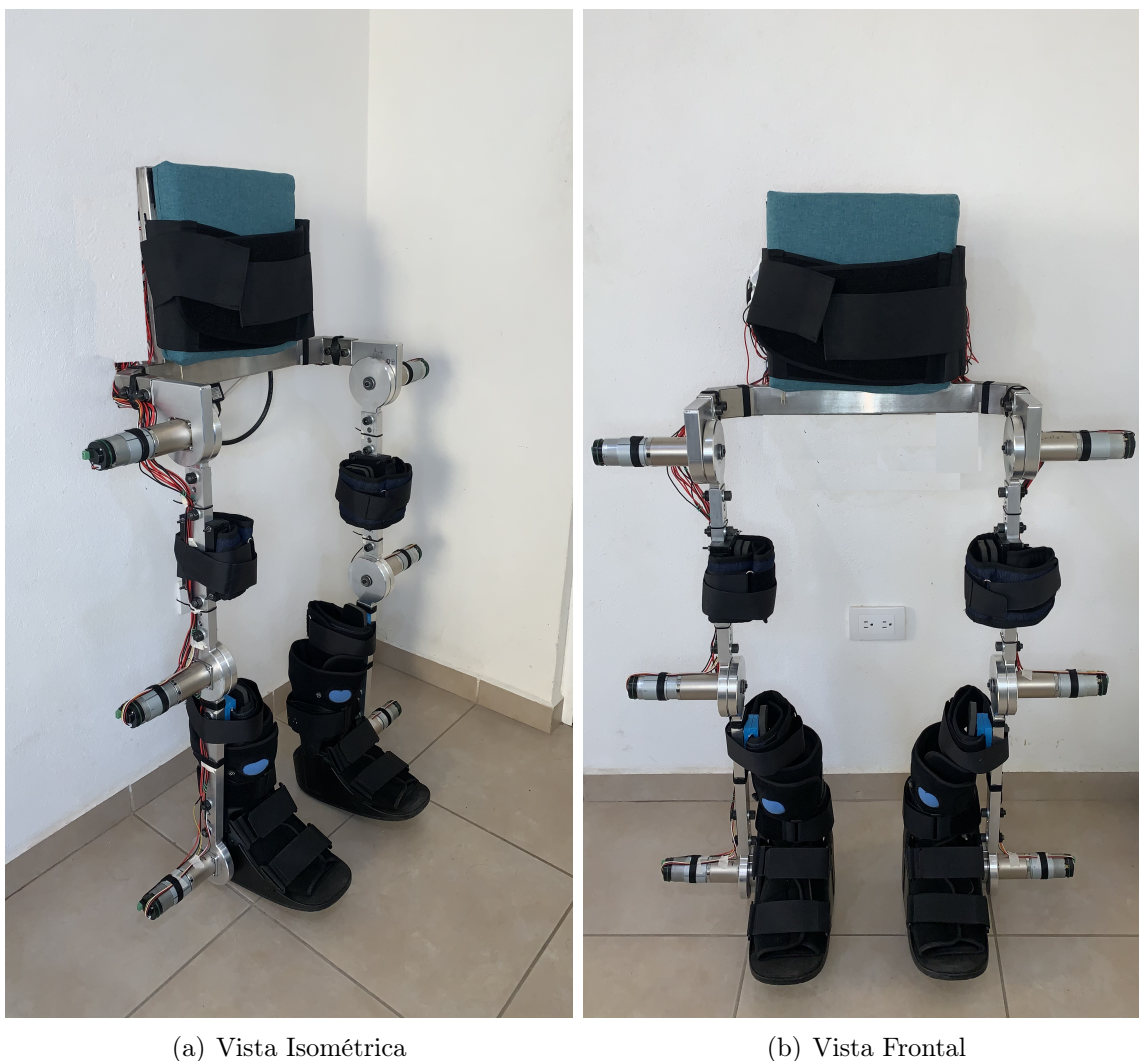


Figura 5.17: Exoesqueleto construido para la rehabilitación de miembros inferiores

En este capítulo se presentó cada uno de los componentes que formaran parte del sistema para rehabilitación en discapacidad motriz, el diseño propuesto para la estructura mecánica que se analizó aplicando el Método del Elemento Finito y finalmente se presenta la construcción del exoesqueleto con el que se realizarán pruebas de funcionamiento.

Capítulo 6

Implementación y pruebas de funcionamiento del sistema

El automatizar aspectos de la rehabilitación, con la ayuda de la tecnología terapéutica, sirve para que los pacientes puedan tolerar ejercicio adicional al utilizar dispositivos automatizados como complemento a la terapia regular. Inclusive nuevos diseños ayudarán a realizar las terapias en ambientes mas propicios para el paciente.

Por lo tanto en este trabajo de tesis se propone implementar la automatización del Sistema para Rehabilitación en Discapacidad Motriz analizado, construido e implementado, que se presentó en el capítulo anterior,.

6.1. Sistema de Control

El sistema de control para el exoesqueleto se propone con el objetivo de poder controlar de forma precisa el movimiento de cada articulación para replicar la marcha humana y proporcionar seguridad en el proceso de la terapia.

Con base en lo anterior se presenta el diagrama a bloques general del sistema de control en lazo cerrado, el cual tiene como entrada el movimiento de la articulación de la cadera, rodilla o tobillo de forma independiente o el movimiento automático para replicar la marcha humana que debe seguir el paciente en el proceso de la terapia definido por el fisioterapeuta partiendo del análisis goniométrico y valoración de la movilidad de los miembros inferiores y la salida de este sistema es una señal eléctrica de potencia para mover el motor con la velocidad y sentido requerido.

El sistema implementado en este trabajo de tesis se puede observar en la figura 6.1

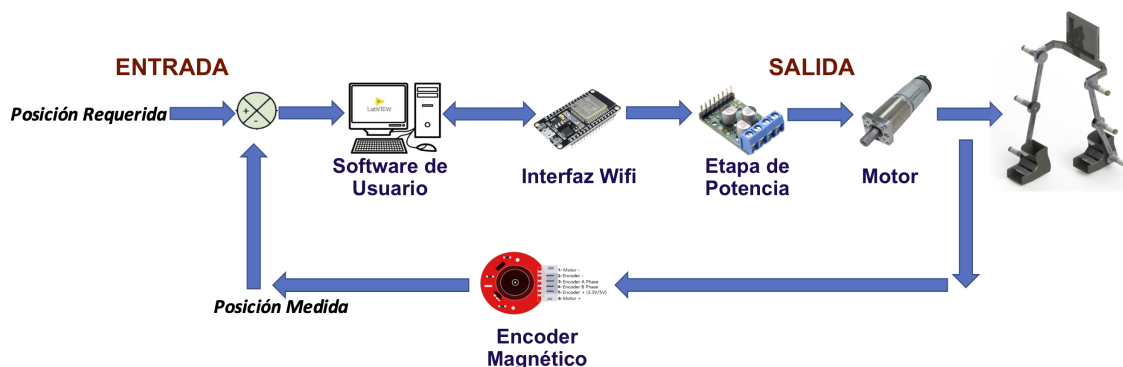


Figura 6.1: Diagrama a bloques del sistema de control a implementar

El sistema de control implementado está compuesto por:

- Interfaz gráfica de usuario para controlar el exoesqueleto
- Etapa de control digital para la interfaz con la computadora
- Etapa de potencia para suministrar la corriente necesaria al motorreductor y controlar el giro y posición del mismo
- Motorreductor
- Encoder magnético para medir la posición del motor

6.2. Software de Usuario

El software de control para el usuario, en este caso el fisioterapeuta, se ha diseñado y desarrollado en el lenguaje de programación LabVIEW[®], el cual es ampliamente utilizado para la automatización de procesos tanto industriales como proyectos de investigación.

A través del software de usuario, el fisioterapeuta cuenta con las siguientes opciones:

- Control manual para:
 - Movimiento de flexión o extensión de cada articulación
 - Regular la velocidad del movimiento de cada articulación
- Control automático para:
 - Replicar los movimientos de la marcha humana
 - Regular la velocidad de la marcha
- Base de datos con datos importantes en el proceso de la terapia
- Ingreso único por medio de una contraseña definida para cada usuario

El *CONTROL MANUAL* se ha programado tomando en cuenta dos factores muy importantes en el proceso de la terapia:

- El fisioterapeuta después de colocarle el exoesqueleto al paciente, debe encontrar una posición neutra o una posición erguida para dar inicio a la terapia, esto se puede realizar controlando cada articulación de forma independiente seleccionándola e ingresando el ángulo para el movimiento de flexión o extensión requerido.
- El fisioterapeuta tiene el control de la velocidad en un rango de $0a3rad/s$, esto con el fin de determinar cuál es la velocidad idónea para cada paciente dependiendo del rango de movilidad que tenga.

El *CONTROL AUTOMÁTICO* se ha definido tomando en cuenta el siguiente funcionamiento:

- Antes de iniciar el proceso de la terapia para el entrenamiento de la marcha humana, es necesario un análisis goniométrico que consiste en medir los grados de movilidad que tiene el paciente en cada articulación, cada paciente dependiendo de su condición clínica tiene diferentes valores respecto a otro por lo tanto, esta terapia es personalizada.

- Después de esta valoración el fisioterapeuta determina con base en su experiencia, diagnóstico y tratamiento del paciente los valores ideales para los movimientos de flexión y extensión de cada articulación, estos valores son programados en el diagrama bloques del software de usuario.
- El fisioterapeuta determina la velocidad correcta para empezar la terapia automática teniendo los siguientes valores:
 - Velocidad baja: $1rad/s$
 - Velocidad media: $2rad/s$
 - Velocidad alta: $3rad/s$
- Se debe seleccionar el botón de arranque para dar inicio a la terapia que replicará los movimientos de la marcha humana con los parámetros configurados anteriormente, para detener la terapia en cualquier momento se debe seleccionar el mismo botón y el sistema dejará de moverse.
- Se ha configurado un botón de reset tomando en cuenta que si el fisioterapeuta detiene el sistema, el paciente debe regresar a una posición neutra o inicial para evitar molestias o alguna lesión por esta pausa repentina.

En ambos modos de funcionamientos se ha programado un paro de emergencia por seguridad, para activarlo se debe seleccionar el botón de stop. Además, se han configurado botones de *INICIO*, *ANTERIOR* y *SIGUIENTE* para navegar entre las pestañas del software de usuario o regresar a la ventana de acceso al programa.

En la figura 6.2 se presenta el panel frontal del software de usuario del sistema automatizado, donde se encuentran integradas cada una de estas opciones.



Figura 6.2: Panel principal del Software de usuario del sistema

Además, como el objetivo de este trabajo es automatizar el proceso de la terapia en, varios niveles, se incorporó una base datos que permita al fisioterapeuta manipular toda la información necesaria de cada paciente para el seguimiento de este durante el proceso de rehabilitación. Esta base de datos es capturada en LabVIEW® pero los datos son guardados en un archivo con extensión *.xls*, el cual hace referencia a un archivo de Microsoft Excel, este archivo se genera automáticamente durante el proceso de la terapia y se guarda al finalizar el programa para ser consultado por el fisioterapeuta.

Los datos más importantes que se registra de cada paciente son:

- Nombre
- Edad
- Peso
- Género
- Diagnóstico
- Tratamiento

El diseño del software que incluye registro en la base de datos del paciente durante el proceso de la terapia se puede observar en la figura 6.3.

The screenshot shows a software window with three tabs: 'ACCESO', 'BASE DE DATOS', and 'CONTROL DEL SISTEMA'. The 'BASE DE DATOS' tab is selected. The main area contains six text input fields. On the left, from top to bottom, are 'NOMBRE PACIENTE', 'PESO PACIENTE', and 'DIAGNÓSTICO'. On the right, from top to bottom, are 'EDAD PACIENTE', 'GÉNERO', and 'TRATAMIENTO'. At the bottom left is a button with a house icon and the text 'INICIO'. At the bottom right is a button with a green arrow icon and the text 'SIGUIENTE'.

Figura 6.3: Base de datos del Software de usuario del sistema

Finalmente, se ha añadido una opción de seguridad para permitir el uso software de usuario únicamente a fisioterapeutas registrados y con los permisos necesarios para llevar a cabo la terapia con este sistema, como se presenta en la figura 6.4.

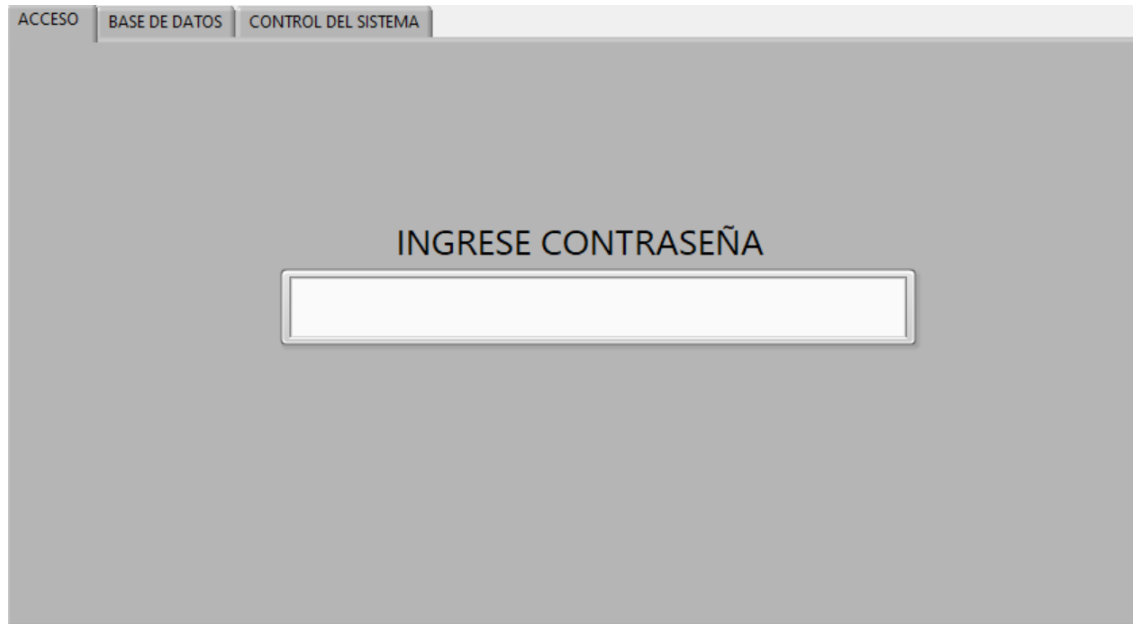


Figura 6.4: Ingreso al Software de usuario del sistema

6.3. Resultados

Se realizó una verificación del sistema desarrollado con un sujeto de pruebas de 23 años, con un peso de 90kg y una estatura de 170cm , para realizar estas pruebas fue necesario el apoyo de un fisioterapeuta para hacer el análisis de su caminata y le medición goniométrica para determinar los ángulos para el movimiento de flexión y extensión de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo. Dando como resultado la tabla 6.1 que se presenta a continuación:

GONIOMETRÍA			
CADERA IZQUIERDA		CADERA DERECHA	
FLEXIÓN	43°	FLEXIÓN	45°
EXTENSIÓN	22°	EXTENSIÓN	23°
RODILLA IZQUIERDA		RODILLA DERECHA	
FLEXIÓN	94°	FLEXIÓN	90°
EXTENSIÓN	8°	EXTENSIÓN	7°
TOBILLO IZQUIERDO		TOBILLO DERECHO	
FLEXIÓN	10°	FLEXIÓN	15°
EXTENSIÓN	39°	EXTENSIÓN	22°

Tabla 6.1: Resultados del análisis goniométrico

Para realizar el análisis de la caminata del sujeto de pruebas se hizo una grabación en cámara lenta. Además, de la medición de los ángulos de la caminata para determinar los valores ideales a programar para realizar las pruebas de funcionamiento del sistema replicando los movimientos de la marcha humana.

En la figura 6.5 se presentan las imágenes que se obtienen del análisis de la caminata del sujeto de pruebas.



Figura 6.5: Análisis de la marcha del sujeto de pruebas

Tomando como referencia esta análisis y las mediciones de los ángulos durante la caminata el fisioterapeuta determinó los valores ideales para que se presentan en la tabla 6.2 para ser programados y realizar la secuencia de la caminata automáticamente.

GONIOMETRÍA MARCHA	
<i>CADERA IZQUIERDA Y DERECHA</i>	
FLEXIÓN	20°
EXTENSIÓN	20°
<i>RODILLA IZQUIERDA Y DERECHA</i>	
FLEXIÓN	10° - 20°
EXTENSIÓN	0
<i>TOBILLO IZQUIERDO Y DERECHO</i>	
FLEXIÓN	5°
EXTENSIÓN	0°

Tabla 6.2: Resultados del análisis goniométrico de la marcha

Posteriormente, se colocó el exoesqueleto al sujeto de pruebas como se presenta en la figura 6.6, los elementos de sujeción los podemos dividir en:

- Faja: sostiene el abdomen del sujeto al soporte lumbar del exoesqueleto
- Banda del músculo cuádriceps femoral: sostiene el muslo del sujeto al eslabón que une la articulación de la cadera y la rodilla
- Banda del músculo tibial anterior y gastrocnemio: sostiene los gemelos del sujeto al eslabón que une la articulación de la rodilla y el tobillo
- Bota estabilizadora: sostiene la parte inferior de la pierna, pie y tobillo del sujeto



(a) Vista Frontal

(b) Vista Isométrica

Figura 6.6: Colocación del sujeto de pruebas en el exoesqueleto

Finalmente, para realizar las pruebas de funcionamiento del sistema por medio del software de usuario, se realizaron los siguientes pasos:

1. Se ingresa la contraseña del usuario para acceder al control del programa
2. En la siguiente pestaña se capturan los datos generales del sujeto de pruebas que se utilizan para el reporte de la terapia
3. Posteriormente se define una posición neutra o erguida del sujeto de pruebas para iniciar la terapia
4. Finalmente se define la velocidad para el reentrenamiento de la marcha que en este caso se hicieron pruebas con una velocidad baja, media y alta.

En cada una de las pruebas realizadas se utilizó una andadera ortopédica como apoyo al momento de realizar el reentrenamiento de la marcha; a recomendación del fisioterapeuta la primera articulación que se mueve tomando en cuenta el análisis de la marcha del sujeto de prueba debe ser la rodilla, para evitar que pierda el equilibrio y posteriormente se mueve la cadera para continuar con la secuencia de la marcha. El movimiento de la articulación del tobillo es muy poco dado que el sujeto de prueba tiene poca movilidad en esta articulación y si se aumenta podría sufrir alguna lesión.

En la figuras 6.7 y 6.8 se presentan las pruebas del funcionamiento del exoesqueleto automatizado, es decir, el sistema de para rehabilitación controlado por el software de usuario.

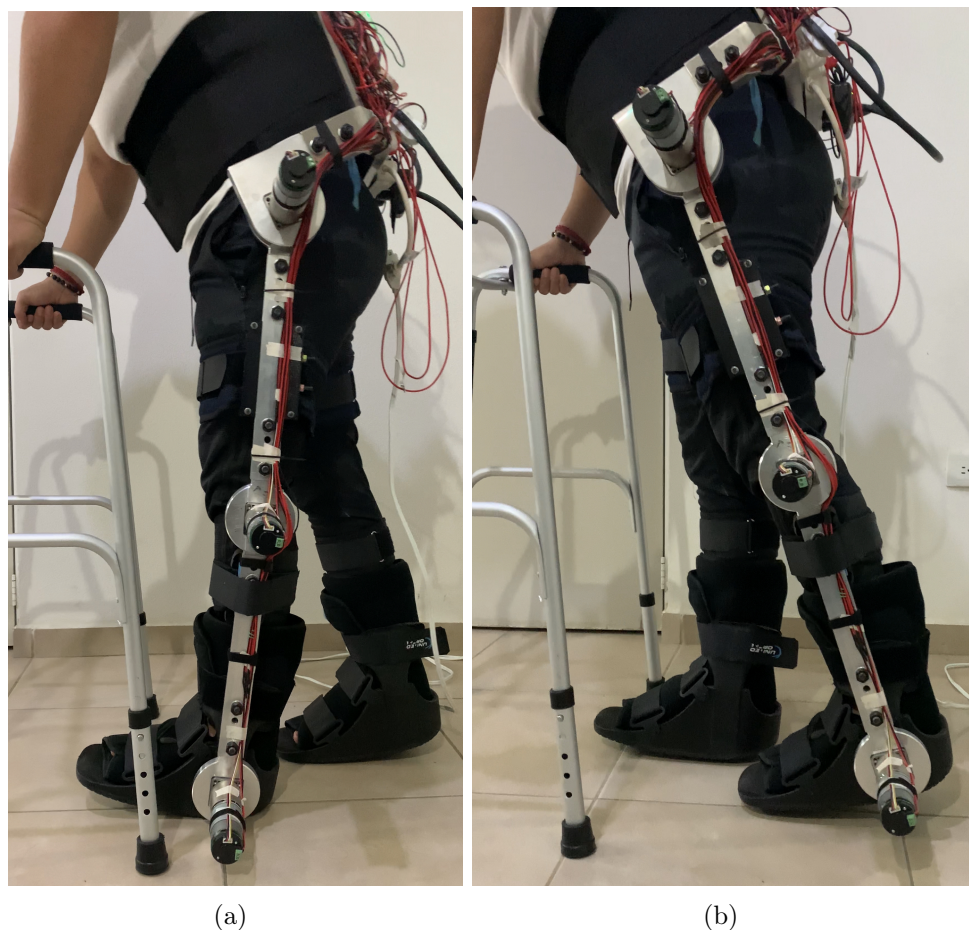


Figura 6.7: Pruebas realizadas del Sistema para rehabilitación en discapacidad motriz

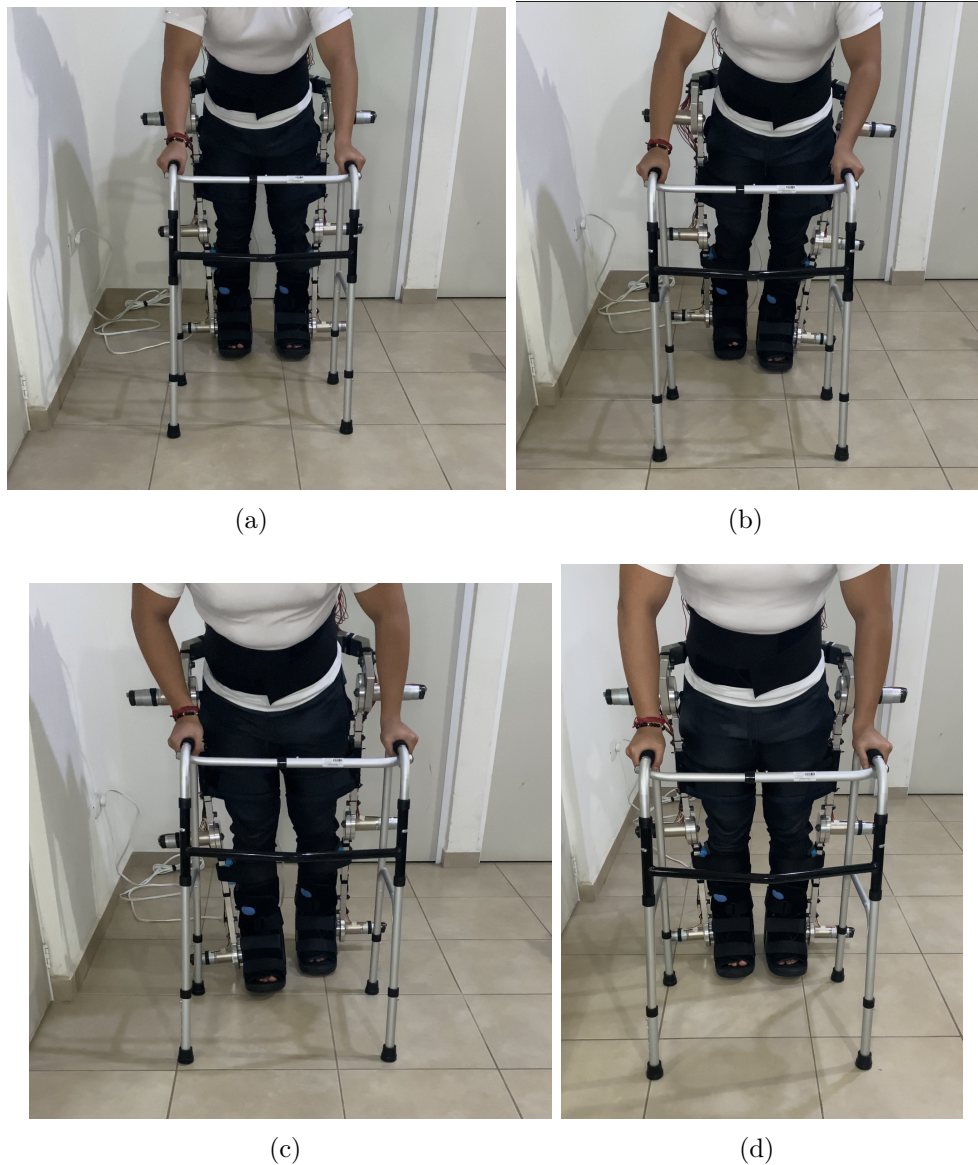


Figura 6.8: Pruebas realizadas del Sistema para rehabilitación en discapacidad motriz

Con estas pruebas se comprueba que la estructura mecánica analizada y fabricada junto con la interfaz electrónica desarrollada funcionan de manera adecuada interactuando con el software de usuario

Tomando en cuenta la gráfica que se presenta en la figura 6.9 que se genera de manera automática por medio del reporte de la terapia se puede observar la posición que tiene cada articulación. Estos valores se obtienen del encoder magnético del motor, el cual envía pulsos dependiendo la posición en la que se encuentra y estos pulsos se convierten a grados para graficarlos.

Cada una de las gráficas representa lo siguiente:

- Cadera izquierda → línea morada
- Cadera derecha → línea roja
- Rodilla izquierda → línea verde

- Rodilla derecha → línea azul
- Tobillo izquierdo → línea rosa
- Tobillo derecho → línea amarilla

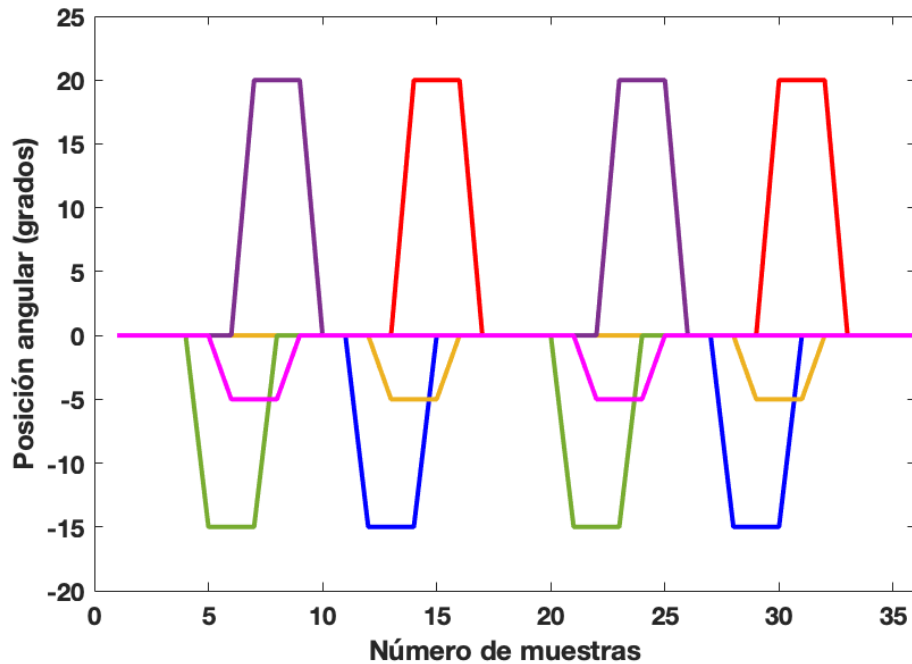


Figura 6.9: Gráfica de posición de cada articulación

Con este resultado se comprueba el funcionamiento de la interfaz electrónica con el software de usuario, por medio del cual se obtiene la posición de cada articulación. Se observa que la forma de onda que se obtiene es aproximada a una senoidal como se presentó en la simulación del capítulo 4.

La diferencia que existe entre una y otra radica que en la simulación se propone una trayectoria bajo condiciones ideales, tomando en cuenta los ángulos máximos que puede tener una persona aparentemente sana en el ciclo de la marcha y en la gráfica experimental, la secuencia y ángulos se determinan por la condición clínica del sujeto de pruebas, después del análisis de la marcha y las mediciones goniométricas. Por lo tanto, se puede concluir que las gráficas experimentales tiene un comportamiento senoidal como se ha reportado en los trabajos citados en el capítulo 4, pero la forma y valores dependen en gran medida del diagnóstico y tratamiento de cada paciente.

Capítulo 7

Conclusiones

El Sistema para rehabilitación en discapacidad automotriz o exoesqueleto diseñado e implementado para este proyecto de tesis doctoral, fue concebido bajo el objetivo de poder aplicarlo en la rehabilitación fisioterapéutica, como apoyo en terapias para discapacidad motriz. Es por esta razón, que el resultado del proyecto se mantuvo orientado al usuario final; de modo que este resultara útil, fácil de manejar y configurar. El diseño implementado cumple con las características de ergonomía y seguridad que fueron planteadas tras la etapa de investigación de modelos previamente reportados, para complementar la terapia regular en pacientes que tengan una mayor tolerancia al ejercicio adicional y, además, muestra funcionalidad en las mejoras añadidas que provee al fisioterapeuta la capacidad de llevar un mejor control y monitoreo de la evolución del paciente conforme el transcurso de las terapias.

Las mencionadas características que debían de ser cumplidas para que el exoesqueleto pudiera ser considerado como un instrumento de rehabilitación están relacionadas con el diseño mecánico. Se tomó como base un sistema de tres grados de libertad, para así poder estimular cada una de las articulaciones utilizadas en la marcha como la cadera, rodilla y tobillo. Considerando las medidas antropométricas de mexicanos mayores a 18 años, se buscó que la estructura mecánica fuera fácilmente adaptable a los distintos pacientes que pudieran emplearla. Como se puede apreciar en los resultados, la estructura pudo ser fácilmente adaptada a un sujeto de pruebas de 23 años, con un peso de 90kg y una estatura de 170cm. Las piezas que componen la estructura mecánica no solo son de fácil fabricación y montaje, también fueron pensadas para trabajar con pacientes de hasta 100kg de peso y una estatura de 1.60-1.90 metros.

La estructura fue fabricada en Aluminio 6061, aluminio 6063 y Acero Inoxidable 304, pensando en la durabilidad de la estructura, su resistencia a las fuerzas de tensión y compresión. Si bien, los costos del exoesqueleto no pudieron ser abaratados debido a que se trataba de la construcción de un primer prototipo, se buscó que los materiales y elementos de este fueran de fácil mantenimiento, durables o de fácil adquisición; considerando de antemano que este sistema estaría diseñado para ser empleado en múltiples sesiones de rehabilitación.

Si bien la etapa de control de cada uno de los motores funciona de manera precisa sin un mayor añadido que reportar, la innovación se encuentra en que el exoesqueleto no solo reproduce una serie de movimientos previamente programados según un estudio general de la marcha. Una de las características añadidas más importantes es una interfaz que permite al fisioterapeuta configurar los ángulos específicos en los que se moverá el paciente dependiendo de su caso en particular, basándose en un análisis de su marcha y una medición goniométrica realizada previamente. Además, esta interfaz permite controlar la velocidad con la que se reproducirán los movimientos e ingresar los datos del paciente para generar una base de datos. Esta base de datos provee un registro de cada

paciente y su evolución que permitirá al fisioterapeuta llevar el historial de las terapias y un registro de la evolución médica del paciente, contribuyendo a un análisis adecuado de la terapia.

El esquema de control que se implementó en la programación del exoesqueleto fue desarrollado pensando en que el paciente no sufra ningún desequilibrio en su posición dentro la rutina de marcha preestablecida, debido a que se implementó un lazo cerrado que retroalimenta la posición de cada articulación. Esto hace que se genere un freno mecánico que impide cualquier movimiento que no definido por el fisioterapeuta y con ello, también ayuda a la estabilidad del paciente evitando una caída

Al momento de realizar las pruebas de funcionamiento, se utilizó la asistencia de un fisioterapeuta que además de ayudar a obtener los parámetros de configuración para la marcha, estuvo presente en cada una de las etapas de análisis y preparación previas al uso del exoesqueleto. Debido al diseño de este, el montaje del paciente se logró sin complicación alguna y tras una breve explicación del funcionamiento del sistema y una prueba de arranque, estuvo listo para su uso. Se implementó un sistema que no fuera complicado al utilizarse, ya que la etapa que más tiempo necesita es la del análisis del paciente y esta resulta necesaria aún sin el uso del exoesqueleto como apoyo. Por otra parte, la automatización de este sistema permite un estímulo en cada uno de los músculos y articulaciones más preciso y controlado que intervienen en el proceso de la marcha.

La realización de este proyecto ha constituido una labor de gran esfuerzo y trabajo continuo, iniciando por la importante tarea de documentación requerida, previamente a la propuesta de diseño, para la posterior puesta en práctica de los conocimientos obtenidos y la necesidad de adquirir aún algunos nuevos conforme se avanzaba en las etapas de desarrollo, la búsqueda de la mejor manera de implementarlo y el trabajo implicado para finalmente obtener un producto físico y funcional. Todas las etapas previamente mencionadas, hacen de este un proyecto excepcional a nivel de formación y experiencia. Este proyecto representa una importante entrada en el mundo de los sistemas automatizados con aplicaciones fisioterapéuticas; ya que plantea una nueva tendencia para desarrollar equipos de rehabilitación médica con sistemas adaptables a las necesidades que los médicos especialistas consideren necesarias para optimizar su desempeño.

Finalmente, fue posible diseñar un sistema fácil de controlar por medio de una interfaz gráfica, que acerca el empleo de estos dispositivos al usuario final sin la necesidad de una capacitación técnica fuera de su área profesional y, además, se da la apertura a que los sistemas automatizados de apoyo fisioterapéutico no sean solo considerados como un mecanismo capaz de reproducir movimientos, sino que se aprovechen las posibilidades que provee la instrumentación para obtener información acerca del paciente durante la terapia.

Bibliografía

- Aliman, N., Ramli, R., & Haris, S. M. (2018). Modeling and co-simulation of actuator control for lower limb exoskeleton. In *2018 3rd international conference on control and robotics engineering (ICCRE)*, (pp. 94–98). IEEE.
- Aminiazar, W., Najafi, F., & Nekoui, M. A. (2013). Optimized intelligent control of a 2-degree of freedom robot for rehabilitation of lower limbs using neural network and genetic algorithm. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 10(1), 96.
- AndyMark (2020). Motor Andymark[®] modelo PG188.
- Avila-Chaurand, R., Prado-León, L., & González-Muñoz, E. (2001). Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana: México, cuba, colombia, chile. *Centro universitario de arte, arquitectura y diseño, UDG. 1ª Ed. Guadalajara Jalisco*.
- Bennour, S., Ulrich, B., Legrand, T., Jolles, B. M., & Favre, J. (2018). A gait retraining system using augmented-reality to modify footprint parameters: Effects on lower-limb sagittal-plane kinematics. *Journal of biomechanics*, 66, 26–35.
- Beyl, P., Van Damme, M., Van Ham, R., Vanderborght, B., & Lefeber, D. (2014). Pleated pneumatic artificial muscle-based actuator system as a torque source for compliant lower limb exoskeletons. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19(3), 1046–1056.
- Bhuiyan, M., Choudhury, I., & Dahari, M. (2015). Development of a control system for artificially rehabilitated limbs: a review. *Biological cybernetics*, 109(2), 141–162.
- Bonnet, V., Joukov, V., Kulić, D., Fraisse, P., Ramdani, N., & Venture, G. (2016). Monitoring of hip and knee joint angles using a single inertial measurement unit during lower limb rehabilitation. *IEEE Sensors journal*, 16(6), 1557–1564.
- Bravo, L. E. C. & Garzón, M. A. R. (2005). Modelamiento de la marcha humana por medio de gráficos de unión. *Tecnura*, 8(16), 26–42.
- Bravo, L. E. C., Ortiz, J. A. T., & Tamayo, L. F. V. (2012). Análisis biomecánico de marcha humana a través de técnicas de modelaje. *Entre ciencia e ingeniería*, 6(12), 29–35.
- Buzzi, M., Colombo, G., Facoetti, G., Gabbiadini, S., & Rizzi, C. (2012). 3d modelling and knowledge: tools to automate prosthesis development process. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 6(1), 41–53.
- Caro, I. A., Paz, J. F. L., & Pérez, E. L. (2014). *Enfermedades neuromusculares: Bases para la intervención*, volume 17. Universidad de Deusto.

- Cestari, M., Sanz-Merodio, D., Arevalo, J. C., & Garcia, E. (2015). An adjustable compliant joint for lower-limb exoskeletons. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 20(2), 889–898.
- Chaitow, L. & DeLany, J. W. (2007). *APLICACIÓN CLÍNICA DE LAS TÉCNICAS NEUROMUSCULARES. Extremidades inferiores (Bicolor)*, volume 2. Editorial Paidotribo.
- Chen, Y., Hu, J., Peng, L., & Hou, Z.-g. (2014). The fes-assisted control for a lower limb rehabilitation robot: simulation and experiment. *Robotics and Biomimetics*, 1(1), 2.
- Cherry, M. S., Kota, S., Young, A., & Ferris, D. P. (2016). Running with an elastic lower limb exoskeleton. *Journal of applied biomechanics*, 32(3), 269–277.
- Cirlos, G. G. & Gutierrez, G. (1995). *Principios de anatomía fisiología e higiene: educación para la salud*. Editorial Limusa.
- Ding, S., Ouyang, X., Liu, T., Li, Z., & Yang, H. (2018). Gait event detection of a lower extremity exoskeleton robot by an intelligent imu. *IEEE Sensors Journal*, 18(23), 9728–9735.
- Dollar, A. M. & Herr, H. (2008). Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art. *IEEE Transactions on robotics*, 24(1), 144–158.
- dos Santos, L. F., Christ, O., Mate, K., Schmidt, H., Krüger, J., & Dohle, C. (2016). Movement visualisation in virtual reality rehabilitation of the lower limb: a systematic review. *Biomedical engineering online*, 15(3), 144.
- Du, Z., Zhang, Z., Long, Y., & Dong, W. (2016). Gait tracking for lower extremity exoskeleton based on sliding mode control with cmac compensation. In *2016 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, (pp. 1191–1196). IEEE.
- Durán, F. S., Agudelo, L. H. L., et al. (2008). *Rehabilitación en salud*, 2. Universidad de Antioquia.
- Espressif (2020). Tarjeta Espressif® modelo esp32.
- Fan, Y. & Yin, Y. (2013). Active and progressive exoskeleton rehabilitation using multisource information fusion from emg and force-position epp. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, 60(12), 3314–3321.
- Farris, R. J., Quintero, H. A., & Goldfarb, M. (2011). Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 19(6), 652–659.
- Fejerman, N. (2007). *Neurología pediátrica*. Ed. Médica Panamericana.
- Fiedler, G., Akins, J., Cooper, R., Munoz, S., & Cooper, R. A. (2014). Rehabilitation of people with lower-limb amputations. *Current Physical Medicine and Rehabilitation Reports*, 2(4), 263–272.
- Gallardo, J. L. A. (2008). *Anatomía funcional del aparato locomotor*. Wanceulen SL.
- Han, Y., Liu, F., Dowd, G., & Zhe, J. (2015). A thermal management device for a lower-limb prosthesis. *Applied Thermal Engineering*, 82, 246–252.

- Hernández, V., Santibáñez, V., Carrillo, R., Molina, J., & López, J. (2008). Control pd de robots: Dinámica de actuadores y nueva sintonía. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 5(4), 62–68.
- Huang, C.-E. & Chen, J.-S. (2013). On the implementation and control of a pneumatic power active lower-limb orthosis. *Mechatronics*, 23(5), 505–517.
- Huang, R., Cheng, H., Chen, Y., Chen, Q., Lin, X., & Qiu, J. (2016). Optimisation of reference gait trajectory of a lower limb exoskeleton. *International Journal of Social Robotics*, 8(2), 223–235.
- Huo, W., Mohammed, S., Moreno, J. C., & Amirat, Y. (2016). Lower limb wearable robots for assistance and rehabilitation: A state of the art. *IEEE systems Journal*, 10(3), 1068–1081.
- Hwang, B., Oh, B.-M., & Jeon, D. (2018). An optimal method of training the specific lower limb muscle group using an exoskeletal robot. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(4), 830–838.
- INEGI, Instituto Nacional de Estadística y Geografía, M. (2018). La discapacidad en México, datos al 2018. *Discapacidad, México, Estadísticas*, 358.
- InMotion (2019). Exoesqueleto ARKE.
- Jatsun, S., Jatsun, A., & Rukavitsyn, A. (2016). Designing a mechanotherapy device for rehabilitation of lower extremities of humans. *Biomedical Engineering*, 50(2).
- Jatsun, S., Jatsun, A., Rukavitsyn, A., & Klimov, G. (2016). A system for monitoring motion of lower limbs used for assessment of patient’s physical rehabilitation. *Biomedical Engineering*, 50(3).
- Kempski, K., Awad, L. N., Buchanan, T. S., Higginson, J. S., & Knarr, B. A. (2018). Dynamic structure of lower limb joint angles during walking post-stroke. *Journal of biomechanics*, 68, 1–5.
- Khoshdel, V., Akbarzadeh, A., Naghavi, N., Sharifnezhad, A., & Souzanchi-Kashani, M. (2018). semg-based impedance control for lower-limb rehabilitation robot. *Intelligent Service Robotics*, 11(1), 97–108.
- Lars, E. (2019). Tallas medias de hombres y mujeres.
- Latarjet, M. & Liard, A. R. (2004). *Anatomía humana*, volume 2. Ed. Médica Panamericana.
- Li, J., Wu, T., Xu, Z., & Gu, X. (2014). A pilot study of post-total knee replacement gait rehabilitation using lower limbs robot-assisted training system. *European Journal of Orthopaedic Surgery & Traumatology*, 24(2), 203–208.
- Li, J.-D., Lu, T.-W., Lin, C.-C., Kuo, M.-Y., Hsu, H.-C., & Shen, W.-C. (2017). Soft tissue artefacts of skin markers on the lower limb during cycling: effects of joint angles and pedal resistance. *Journal of biomechanics*, 62, 27–38.
- Liu, M., Wang, D., & Huang, H. H. (2016). Development of an environment-aware locomotion mode recognition system for powered lower limb prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(4), 434–443.

- Liu, Y., Peng, S.-g., Du, Y.-x., & Liao, W. H. (2019). Kinematics modeling and gait trajectory tracking for lower limb exoskeleton robot based on pd control with gravity compensation. In *2019 Chinese Control Conference (CCC)*, (pp. 4504–4511). IEEE.
- Liu, Z., Lin, W., Geng, Y., & Yang, P. (2017). Intent pattern recognition of lower-limb motion based on mechanical sensors. *IEEE/CAA Journal of Automatica Sinica*, 4(4), 651–660.
- López, R., Aguilar, H., Salazar, S., Lozano, R., & Torres, J. A. (2014). Modelado y control de un exoesqueleto para la rehabilitación de extremidad inferior con dos grados de libertad. *Revista iberoamericana de automática e informática industrial*, 11(3), 304–314.
- López, R., Torres, J., Salazar, S., & Lózano, R. (2014). Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación de tobillo y rodilla. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 35(1), 13–28.
- Lu, R., Li, Z., Su, C.-Y., & Xue, A. (2014). Development and learning control of a human limb with a rehabilitation exoskeleton. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 61(7), 3776–3785.
- Ma, Q., Ji, L., & Wang, R. (2018). The development and preliminary test of a powered alternately walking exoskeleton with the wheeled foot for paraplegic patients. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26(2), 451–459.
- Mamou, M. A. & Saadia, N. (2015). Robotic rehabilitation of lower limbs “reproduction of human physiological movements”. In *International Conference in Swarm Intelligence*, (pp. 171–179). Springer.
- Maqbool, H. F., Husman, M. A. B., Awad, M. I., Abouhossein, A., Iqbal, N., & Dehghani-Sani, A. A. (2017). A real-time gait event detection for lower limb prosthesis control and evaluation. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 25(9), 1500–1509.
- Martínez, A., Lawson, B., & Goldfarb, M. (2018). A controller for guiding leg movement during overground walking with a lower limb exoskeleton. *IEEE Transactions on Robotics*, 34(1), 183–193.
- Martínez, F., Claudio, A., Vergara, S., Rodríguez, J., & Olmos, A. (2010). Estrategias de control implementadas en el diseño de prótesis para extremidades inferiores. In *Memorias del Congreso Anual*, (pp. 1–6).
- Martínez-Solís, F., Ramírez-Betancour, R., Olmos-López, A., Rodríguez-Lelis, J., Claudio-Sánchez, A., & González-Contreras, B. (2016). Algoritmo para estimación de ángulo de rodilla en marcha normal: enfoque a trazado de trayectoria en prótesis transfemorales inteligentes. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 37(3), 221–233.
- Meng, W., Liu, Q., Zhou, Z., Ai, Q., Sheng, B., & Xie, S. S. (2015). Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation. *Mechatronics*, 31, 132–145.
- Mohar, E. (2018). ¿cuánto pesa y mide el mexicano promedio?
- Montesinos-Correa, H. (2014). Crecimiento y antropometría: aplicación clínica. *Acta pediátrica de México*, 35(2), 159–165.
- Moore, K. L. & Dalley, A. F. (2009). *Anatomía con orientación clínica*. Ed. Médica Panamericana.

- Murray, S. A., Ha, K. H., Hartigan, C., & Goldfarb, M. (2015). An assistive control approach for a lower-limb exoskeleton to facilitate recovery of walking following stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 23(3), 441–449.
- Nair, A. S. & Ezhilarasi, D. (2020). Performance analysis of super twisting sliding mode controller by adams–matlab co-simulation in lower extremity exoskeleton. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing-Green Technology*, 1–12.
- Narayan, J., Kalani, A., & Dwivedy, S. K. (2019). Reference trajectory based jacobian transpose control of a novel lower limb exoskeleton system for children. In *2019 5th international conference on signal processing, computing and control (ISPCC)*, (pp. 102–107). IEEE.
- Ortíz, F. (2016). *Texto de medicina física y rehabilitación*. Editorial El Manual Moderno Colombia SAS.
- Ortíz, F. (2017). *Texto de medicina física y rehabilitación*. Editorial El Manual Moderno Colombia SAS.
- Ortiz, J., Poliero, T., Cairoli, G., Graf, E., & Caldwell, D. G. (2018). Energy efficiency analysis and design optimization of an actuation system in a soft modular lower limb exoskeleton. *IEEE Robotics and Automation Letters*, 3(1), 484–491.
- Palacios-Navarro, G., Garcia-Magarino, I., & Ramos-Lorente, P. (2015). A kinect-based system for lower limb rehabilitation in parkinson’s disease patients: a pilot study. *Journal of medical systems*, 39(9), 103.
- Palastanga, N., Field, D., & Soames, R. (2007). *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*. Editorial Paidotribo.
- Patané, F., Rossi, S., Del Sette, F., Taborri, J., & Cappa, P. (2017). Wake-up exoskeleton to assist children with cerebral palsy: design and preliminary evaluation in level walking. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(7), 906–916.
- Paulo, J., Peixoto, P., & Nunes, U. J. (2017). Isr-aiwalker: Robotic walker for intuitive and safe mobility assistance and gait analysis. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*.
- Pololu (2020). Driver Pololu® 24v21.
- Rifaï, H., Mohammed, S., Djouani, K., & Amirat, Y. (2017). Toward lower limbs functional rehabilitation through a knee-joint exoskeleton. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, 25(2), 712–719.
- Rodríguez-Prunotto, L., Cano-de la Cuerda, R., Cuesta-Gómez, A., Alguacil-Diego, I., & Molina-Rueda, F. (2014). Terapia robótica para la rehabilitación del miembro superior en patología neurológica. *Rehabilitación*, 48(2), 104–128.
- Ruiz Vargas, J. (2002). Anatomía topográfica. *Ciudad Juárez: Instituto de Ciencias Biomédicas. Universidad Autónoma de Ciudad Juárez*.
- Ryniewicz, A. M., Ryniewicz, A., Bojko, Ł., Gołębiowska, W., Cichoński, M., & Madej, T. (2017). The use of laser scanning in the procedures replacing lower limbs with prosthesis. *Measurement*, 112, 9–15.

- Sánchez Blanco, I. & Aguila Maturana, A. M. (2006). *Manual SERMEF de rehabilitación y medicina física*. Number Sirsi) i8479033541. Sociedad Española de Rehabilitación y Medicina Física.
- Shepherd, M. K. & Rouse, E. J. (2017). Design and validation of a torque-controllable knee exoskeleton for sit-to-stand assistance. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 22(4), 1695–1704.
- SKF (2020). Balero SKF® modelo 51108.
- Stevenson, A. J., Mrachacz-Kersting, N., van Asseldonk, E., Turner, D. L., & Spaich, E. G. (2015). Spinal plasticity in robot-mediated therapy for the lower limbs. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 12(1), 81.
- Thesleff, A., Brånemark, R., Håkansson, B., & Ortiz-Catalan, M. (2018). Biomechanical characterisation of bone-anchored implant systems for amputation limb prostheses: A systematic review. *Annals of biomedical engineering*, 1–15.
- Tortora, G. J. & Derrickson, B. (2013). *Principios de anatomía y fisiología*. Médica Panamericana.
- Tran, H. T., Cheng, H., Rui, H., Lin, X., Duong, M. K., & Chen, Q. (2016). Evaluation of a fuzzy-based impedance control strategy on a powered lower exoskeleton. *International Journal of Social Robotics*, 8(1), 103–123.
- Tucker, M. R., Shirota, C., Lambercy, O., Sulzer, J. S., & Gassert, R. (2017). Design and characterization of an exoskeleton for perturbing the knee during gait. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(10), 2331–2343.
- Valdivia, C. H. G., ESCOBEDO, J. L. C., ORTEGA, A. B., SALAZAR, M. A. O., & Rivera, H. R. A. (2014). La robótica en la rehabilitación de cadera. *Dyna*, 89(3), 281–286.
- Van Kammen, K., Boonstra, A., Reinders-Messelink, H., & den Otter, R. (2014). The combined effects of body weight support and gait speed on gait related muscle activity: a comparison between walking in the lokomat exoskeleton and regular treadmill walking. *PLoS One*, 9(9), e107323.
- Windrich, M., Grimmer, M., Christ, O., Rinderknecht, S., & Beckerle, P. (2016). Active lower limb prosthetics: a systematic review of design issues and solutions. *Biomedical engineering online*, 15(3), 140.
- Wu, J., Gao, J., Song, R., Li, R., Li, Y., & Jiang, L. (2016). The design and control of a 3dof lower limb rehabilitation robot. *Mechatronics*, 33, 13–22.
- Xu, Y. & Liu, R. (2018). Dynamic modeling of constrained planar multibody systems: A case of lower limbs rehabilitative robot. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 32(7), 3389–3394.
- Yang, Y., Ma, L., & Huang, D. (2017). Development and repetitive learning control of lower limb exoskeleton driven by electrohydraulic actuators. *IEEE transactions on industrial electronics*, 64(5), 4169–4178.
- Yeh, T.-J., Wu, M.-J., Lu, T.-J., Wu, F.-K., & Huang, C.-R. (2010). Control of mckibben pneumatic muscles for a power-assist, lower-limb orthosis. *Mechatronics*, 20(6), 686–697.

- Yoon, J., Novandy, B., Yoon, C.-H., & Park, K.-J. (2010). A 6-dof gait rehabilitation robot with upper and lower limb connections that allows walking velocity updates on various terrains. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 15(2), 201–215.
- Young, A. J. & Ferris, D. P. (2017). State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(2), 171–182.
- Zhang, X., Xu, G., Xie, J., Li, M., Pei, W., & Zhang, J. (2015). An eeg-driven lower limb rehabilitation training system for active and passive co-stimulation. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE*, (pp. 4582–4585). IEEE.
- Zhu, Y., Zhang, G., Zhang, C., Liu, G., & Zhao, J. (2015). Biomechanical modeling and load-carrying simulation of lower limb exoskeleton. *Bio-medical materials and engineering*, 26(s1), S729–S738.