

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO EXPERIMENTAL DE UN
EXOESQUELETO PARA MIEMBRO INFERIOR, CON TRES GRADOS DE
LIBERTAD PARA SU REHABILITACIÓN MUSCULAR Y NERVIOSA.**

**OSCAR ALEXIS MENDOZA MENDOZA
LORENA PATRICIA OSORIO RUEDA**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2017

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO EXPERIMENTAL DE UN
EXOESQUELETO PARA MIEMBRO INFERIOR, CON TRES GRADOS DE
LIBERTAD PARA SU REHABILITACIÓN MUSCULAR Y NERVIOSA.**

**OSCAR ALEXIS MENDOZA MENDOZA
LORENA PATRICIA OSORIO RUEDA**

Trabajo de Grado para optar el Titulo de Ingenieros Mecánicos

Director

**CARLOS BORRÁS PINILLA Ph.D, MSc.
Ingeniero Mecánico**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA
BUCARAMANGA**

2017

DEDICATORIA

A mi madre, Mercedes Mendoza Garavito, por su amor incondicional,
por darme moral en momentos difíciles y por motivarme a seguir
mejorando.
¡Te amo madre!

A mi padre, Rubén Mendoza Gómez, por el amor que me ha brindado,
por enseñarme a enfrentar las dificultades con calma y por su apoyo
en este proceso de formación.
¡Te amo padre!

A mi compañera y amiga, Lorena Patricia Osorio Rueda, por ser de
gran apoyo y soporte durante todos estos meses. ¡Muchas gracias
Lore!

A mis familiares y amigos que siempre buscaron que diera lo mejor de
mí, que se preocuparon por mi bienestar y me aconsejaron para tomar
mejores rumbos.
¡A todos gracias!

DEDICATORIA

A Dios, por ser el director de mi vida.

A mi Madre, Clara Patricia Rueda, por su entrega, paciencia y amor,
por brindarme confianza y apoyo en todos los proyectos que he
emprendido.

A mi Padre, Gustavo Osorio por su amor, ejemplo y dedicación para
permitirme cumplir mis metas.

A mi hermana, por ser mi cómplice, por su amor y paciencia.

A mis tíos, Gustavo Osorio y Marina Urbina, por acogerme en su hogar
durante mis años de estudio y brindarme apoyo y amor.

A mi familia, amigos y compañeros, por brindarme amistad, compañía
y apoyo durante mi proceso de formación.

A mi Compañero y amigo, Oscar Mendoza, por ser quien entendía las
frustraciones y celebraba las dichas que nos dio nuestro proyecto.

AGRADECIMIENTOS

A nuestras familias por apoyarnos durante nuestro proceso de formación y por brindarnos la motivación para culminar este proyecto.

A nuestros amigos más cercanos que presenciaron las dificultades que afrontamos durante la realización de este proyecto y de alguna u otra manera nos ayudaron a seguir adelante.

A nuestro director y profesor Carlos Borrás Pinilla, por su guía, consejos y conocimientos que contribuyeron al desarrollo del proyecto.

Al Centro de Estudios de Ingeniería Mecánica, por prestarnos las instalaciones durante la construcción del exoesqueleto.

A todas aquellas personas que comparten su conocimiento y códigos de forma libre en la Web que facilitan el entendimiento en pro de la investigación.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	19
1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	20
1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA	20
1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA	23
1.3 OBJETIVOS	24
1.3.1 Objetivo general.....	24
1.3.2 Objetivos específicos	24
1.4 JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN	25
2. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA	28
2.1 CICLO DE LA MARCHA	28
2.2 PARÁMETROS DE LA MARCHA	31
2.2.1 Parámetros Espaciales.....	31
2.2.2 Parámetros Espacio-Temporales	33
2.3 CONTRIBUCIÓN DE LAS DIFERENTES ARTICULACIONES	33
2.3.1 Articulación de la Cadera.	34
2.3.2 Articulación de la Rodilla	34
2.3.3 Articulación del Tobillo	35
2.4 ALTERACIONES DE LA MARCHA HUMANA	36
2.4.1 Efectos de la Edad sobre la marcha	38
3. ANATOMÍA DE LA PIERNA HUMANA	41
3.1 ESTRUCTURA ÓSEA DE LA PIERNA	41
3.2 SISTEMA MUSCULAR DE LA PIERNA	43
3.3 ARTICULACIONES DE LA PIERNA	46
3.3.1 Articulación de la Cadera	46

3.3.2 Articulación del Rodilla	48
3.3.3 Articulación del Tobillo	49
4. ESTADO DEL ARTE	51
4.1 EXOESQUELETOS PARA MIEMBRO INFERIOR	56
4.2 DISEÑO DEL EXOESQUELETO	65
4.3 DISEÑO CONCEPTUAL	66
4.3.1 Factores de Diseño	68
4.4 DISEÑO DETALLADO DEL EXOESQUELETO	69
4.4.1 Requerimientos y especificaciones de diseño	70
4.4.2 Selección de Actuadores	71
4.4.3 Estructura	81
4.5 ANÁLISIS DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES	85
4.5.1 Mallado	86
4.5.2 Aplicación de cargas y restricciones	87
4.5.3 Resultados de la simulación	88
5. PROCESO DE CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO	90
5.1 FASE DE SELECCIÓN Y COMPRA DE MATERIALES	90
5.2 FASE DE MANUFACTURA	91
5.3 FASE DE ENSAMBLE	93
5.4 ANÁLISIS DE COSTOS	95
5.4.1 Definición de los Rubros de Costos	96
6. MODELO DINÁMICO DEL EXOESQUELETO	98
6.1 ANÁLISIS CINEMÁTICO	98
6.1.1 Cinemática directa	98
6.1.2 Cadenas cinéticas	98
6.1.3 Convención Denavit-Hartenber	101
6.1.4 Manipulador Jacobiano	102
6.2 ANÁLISIS DINÁMICO DEL MODELO DE EXOESQUELETO BASADO EN ECUACIONES DE LANGRANGE-EULER	104
6.3 MODELO DINÁMICO DEL EXOESQUELETO	109

6.4 DIFERENTES POSICIONES PARA LA REHABILITACIÓN	120
6.5 SOLUCIÓN SISTEMA DINÁMICO PARA LA MARCHA	124
6.6 DESARROLLO DE LA SIMULACIÓN NUMÉRICA EN MATLAB	130
7. DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRAFICA EN MATLAB	135
7.1 CÁLCULO DE LA REHABILITACIÓN	135
7.2 SIMULACIÓN DE LA REHABILITACIÓN	139
7.3 EJECUCIÓN DE LA REHABILITACIÓN	142
7.4 CÓDIGOS USADOS DE OTROS AUTORES	143
7.5 DESCRIPCIÓN DEL ESQUEMA DE HARDWARE DEL SISTEMA	146
7.6 ETAPA DE PRUEBAS	147
7.7 RESULTADOS	149
8. CONCLUSIONES	151
9. RECOMENDACIONES	154
BIBLIOGRAFÍA	155
ANEXOS	161

LISTA DE FIGURAS

	Pág.
Figura 1. Discapacidad según estructuras o funciones corporales afectada, RLCPCD, 2013	21
Figura 2. Población con discapacidad en función de edad y sexo.....	22
Figura 3. Phoenix exosqueleto	26
Figura 4. Ciclo de la Marcha	30
Figura 5. Articulación de la Rodilla en el plano sagital	35
Figura 6. Articulaciones del tobillo. a) Vista lateral. b) Vista Posterior	36
Figura 7. Adulto Mayor que sufre de trastornos de la marcha.	39
Figura 8. Estructura ósea de la pierna	42
Figura 9. Músculos de la pierna	43
Figura 10. Planos anatómicos del cuerpo humano	47
Figura 11. Movimientos de la articulación de la cadera	48
Figura 12. Rangos de movimiento en la Rodilla	49
Figura 13. Movimientos del Tobillo	50
Figura 14. Hardiman	52
Figura 15. Exoesqueleto Lifesuit.....	53
Figura 16. Exoesqueleto de asistencia para enfermeras.....	54
Figura 17. Exoesqueleto BLEEX	57
Figura 18. Diseño final de exoesqueleto. Universidad Politécnica de Sao Paulo. .	59
Figura 19. Exoesqueleto para asistir la marcha. Universidad del Valle.	61
Figura 20. Mapa Conceptual del Estado del Arte	64
Figura 21. Factores de Diseño	68
Figura 22. Exoesqueleto de accionamiento neumático	72
Figura 23. Exoesqueleto Robótico con Actuadores Eléctricos	73

Figura 24. Modelo mecánico del actuador para Rodilla y Tobillo	74
Figura 25. Servomotor Dynamixel MX- 64T	78
Figura 26. Servomotor Dynamixel AX-12A	80
Figura 27. Boceto Exoesqueleto 1.	83
Figura 28. Boceto Exoesqueleto 2.....	84
Figura 29. Boceto Final	85
Figura 30. Mallado del exoesqueleto.	87
Figura 31. Cargas y restricciones sobre el exoesqueleto.	87
Figura 32. Factor de seguridad del exoesqueleto sometido a carga estática.	88
Figura 33. Deformación total del exoesqueleto sometido a carga estática.	89
Figura 34. Proceso de Manufactura de la estructura	91
Figura 35. Juntas para los servomotores	92
Figura 36. Sistema de Sujeción	93
Figura 37. Ensamble de las piezas del Exoesqueleto	94
Figura 38. Prototipo final de Exoesqueleto	95
Figura 39. Marcos de Referencia conectados a un manipulador de codo.	100
Figura 40. Asignación de los sistemas de coordenadas en la convención Denavit- Hartenberg y los parámetros D-H.	102
Figura 41. Notación D-H para la pierna en el plano sagital.	110
Figura 42. Notación D-H para la pierna en posición de sentado en el plano sagital.	121
Figura 43. Notación D-H para la pierna en posición acostado boca arriba en el plano sagital.	122
Figura 44. Notación D-H para la pierna en posición acostado boca abajo en el plano sagital.	123
Figura 45. Ubicación de punteros y ángulos de miembros y juntas usando una convención preestablecida	127
Figura 46. Movimiento angular de la pierna durante la marcha.	127
Figura 47. Aceleración angular de la pierna durante la marcha.	128
Figura 48. Torque necesario para realizar el movimiento de marcha.	129

Figura 49. Energía Neta durante el movimiento de marcha.	130
Figura 50. Diagrama de flujo de obtención del modelo dinámico del exoesqueleto.	132
Figura 51. Diagrama de flujo para el cálculo de Torque	134
Figura 52. Diagrama de flujo 'Calculo de la Rehabilitación'.	137
Figura 53. Primer pantalla de la interfaz gráfica.	138
Figura 54. Segunda pantalla de la interfaz gráfica.	140
Figura 55. Diagrama de flujo 'Simulación de la Rehabilitación'.	141
Figura 56. Tercera pantalla de la interfaz gráfica.	142
Figura 57. Diagrama de flujo 'Ejecución de la Rehabilitación'.	145
Figura 58. Componentes del Prototipo Experimental	146
Figura 59. Exoesqueleto en Prueba	148
Figura 60. Gráfica obtenida en la primera sección de pruebas	149

LISTA DE TABLAS

	Pág.
Tabla 1. Longitud de Paso a Velocidad espontánea	32
Tabla 2. Dimensiones y Rangos de movimiento para la población de estudio de 40 a 60 años de edad.....	65
Tabla 3. Especificaciones y Requerimientos de Diseño	70
Tabla 4. Matriz QFD del Sistema de Actuadores	75
Tabla 5. Matriz de Selección del Sistema de Actuadores	76
Tabla 6. Especificaciones Dynamixel MX-64T	78
Tabla 7. Especificaciones Dynamixel AX-12A.....	80
Tabla 8. Propiedades Mecánicas del Aluminio	82
Tabla 9. Propiedades Mecánicas del Acero inoxidable recocido.....	86
Tabla 10. Propiedades Mecánicas del Acero galvanizado.....	86
Tabla 11. Datos obtenidos del análisis estructural.....	89
Tabla 12. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna.....	110
Tabla 13. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna en posición sentado	121
Tabla 14. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna en posición acostado boca arriba.....	122
Tabla 15. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna en posición acostado boca abajo.....	123
Tabla 16, Datos antropométricos de interés para la solución dinámica.....	125
Tabla 17. Datos para la solución dinámica.....	126

LISTA DE ANEXOS

	Pág.
ANEXO A. Planos diseño mecánico del prototipo de exoesqueleto	162
ANEXO B. Validación de ecuaciones dinámicas.	172
ANEXO C. Datos Filtrados A Partir De Los Datos Suministrados Por WINTER, 2009.....	182

RESUMEN

TITULO: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO EXPERIMENTAL DE UN EXOESQUELETO PARA MIEMBRO INFERIOR, CON TRES GRADOS DE LIBERTAD PARA SU REHABILITACIÓN MUSCULAR Y NERVIOSA.*

AUTORES: OSCAR ALEXIS MENDOZA MENDOZA **
LORENA PATRICIA OSORIO RUEDA.

PALABRAS CLAVE: Biomecánica, Rehabilitación, Exoesqueletos, Miembro Inferior, Ciclo De La Marcha.

DESCRIPCIÓN:

El proyecto desarrollado plantea la implementación de dispositivos exoesqueleticos como parte de los procesos de rehabilitación en pacientes con deficiencias y lesiones en los miembros inferiores, se lleva a cabo el diseño y la construcción de un prototipo experimental de exoesqueleto que emula el ciclo normal de la marcha y permite la realización de terapias de rehabilitación muscular y nerviosa a través de sesiones dirigidas por el fisioterapeuta quien hace uso de la interfaz desarrollada en Matlab.

Para ello, se describe el proceso de desarrollo del modelo dinámico usando la convección de Denavit-Hartenberg para describir la cinemática directa del sistema, permitiendo obtener los Jacobianos del prototipo y se utiliza la dinámica inversa con la formulación de Euler-Lagrange para hallar la ecuación dinámica de movimiento del exoesqueleto, la cual permite conocer los torques necesarios por cada una de las articulaciones mediante el uso de la matriz de inercia, matriz de efectos de Coriolis y efectos centrífugos, y del vector de efectos gravitacionales; también se desarrolla la interfaz gráfica en MatLab que permite programar las trayectorias de cada una de las articulaciones del miembro inferior y con ellas se calcula el torque y la energía requeridos, esta interfaz permite graficar y tabular los resultados obtenidos y con ello permite un mayor entendimiento de los ejercicios de rehabilitación en las terapias con el paciente. De igual forma, la interfaz permite realizar una simulación visual que ayuda al programador a verificar que los datos ingresados corresponden al ejercicio que planeó para ser ejecutado por el exoesqueleto mediante otra ventana que comunica las órdenes a los servomotores del prototipo.

* Trabajo de grado

** Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Ph.D, MSc. Carlos Borrás Pinilla, Ingeniero Mecánico

ABSTRACT

TITLE: DESIGN AND CONSTRUCTION OF AN EXPERIMENTAL PROTOTYPE OF AN EXOSKELETON FOR LOWER LIMB, WITH THREE DEGREES OF FREEDOM FOR ITS MUSCULAR AND NERVOUS REHABILITATION.

AUTHORS: OSCAR ALEXIS MENDOZA MENDOZA **
LORENA PATRICIA OSORIO RUEDA.

KEYWORDS: Biomechanic, Rehabilitation, Exoskeleton, Lower Limb, Gait Cycle.

DESCRIPTION:

The developed project proposes the implementation of exoskeletal devices as part of rehabilitation processes in patients with deficiencies and injuries in the lower limbs, the design and construction of an experimental prototype of exoskeleton is carried out which emulates the normal gait cycle and allows the accomplishment of therapies of muscular and nervous rehabilitation through sessions directed by the physiotherapist who makes use of the interface developed in Matlab.

For this, we describe the dynamic model development process using the Denavit-Hartenberg convection to describe the direct kinematics of the system, allowing the Jacobians to be obtained from the prototype and using the inverse dynamics with the Euler-Lagrange formulation to find the dynamic equation of movement of the exoskeleton, which allows us to know the required torques by each of the joints through the use of the inertia matrix, Coriolis effects and centrifugal effects matrix, and the vector of gravitational effects; also the graphic interface in MatLab is developed which allows programming the trajectories of each of the joints of the lower limb and with them is calculated the required torque and energy, this interface allows graphing and tabulation of the results obtained and thus allows a greater understanding of rehabilitation exercises in therapies with the patient. Similarly, the interface allows a visual simulation that helps the programmer to verify that the data entered correspond to the exercise that planned to be executed by the exoskeleton through another window that communicates the orders to the servomotors of the prototype.

* Degree work

** Faculty of Mechanical Physical Engineering. School of Mechanical Engineering. Director: Ph.D, MSc. Carlos Borrás Pinilla, Mechanical Engineer

INTRODUCCIÓN

El presente proyecto es la compilación de todo el proceso realizado para la construcción del prototipo experimental de un exoesqueleto para miembro inferior enfocado a la rehabilitación muscular y nerviosa que se requiere en pacientes con diferentes tipos de trastornos que afectan su movilidad y por tanto su calidad de vida.

En este se elabora el estado del arte del papel y la evolución de los exoesqueletos en las terapias de rehabilitación, la anatomía de la pierna, la cinemática de la marcha y se desarrolla la metodología de diseño mecánico utilizada para obtener un prototipo funcional, económico, seguro y ergonómico, donde se hacen varias alternativas y se selecciona la mejor según una comparación de criterios de diseño y construcción.

De igual forma, se explica el modelo matemático utilizado para la obtención de las ecuaciones dinámicas que rigen el movimiento del exoesqueleto, resaltando sus ventajas, interpretando las ecuaciones y analizando los resultados finales. Finalmente, se elabora una interfaz gráfica amigable con el usuario de tal forma que se puedan realizar simulaciones con el prototipo y de esta forma se documenta las pruebas y resultados finales junto al correspondiente análisis.

1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

1.1 IDENTIFICACIÓN DEL PROBLEMA

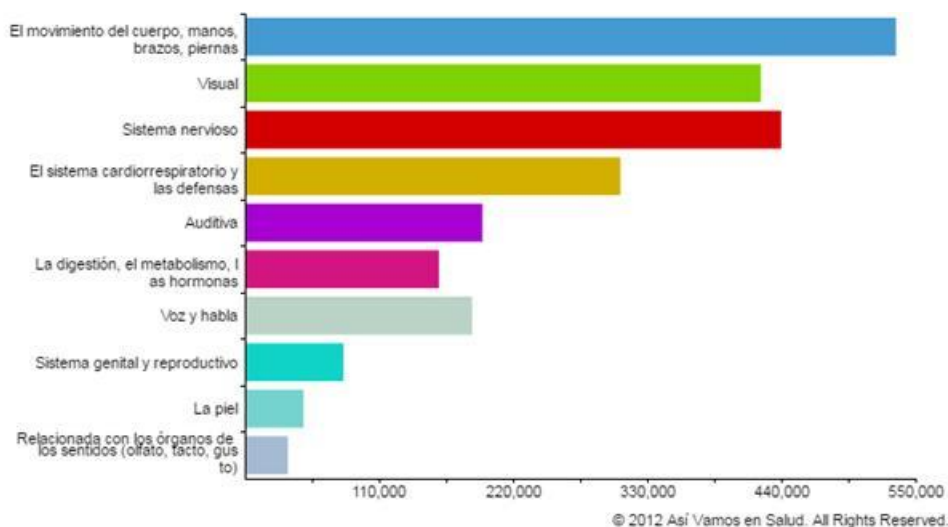
Según el Departamento Administrativo Nacional de Estadística DANE, a corte el día 5 de abril del 2016, Colombia es un país de 48.621.163 habitantes de los cuales aproximadamente 3 millones de personas se encuentran en condición de discapacidad, lo que corresponde al 6,17 % de la población, sin embargo el concepto de discapacidad es extenso, a partir del documento *Clasificación Internacional del Funcionamiento de la Discapacidad (CIDDM2-CIF)* presentado en la 54° Asamblea de salud en mayo del 2001, discapacidad abarca distintos niveles de deficiencias como se muestra a continuación:

- Mentales
- Sensoriales y dolor
- De voz y habla
- Cardiovasculares, hematológicas, Inmunológicas y respiratorias
- Digestivas, metabólicas y endocrinas
- Genitourinarias y reproductoras
- Neuromusculoesqueléticas y relacionadas con el movimiento
- De la piel y estructuras relacionadas

En la Figura 1 se muestran los resultados obtenidos en el Censo del 2005 en la que se representa la población con registro para la localización y caracterización de personas con discapacidad (RLCPD, 2013) según la función y estructuras corporales afectadas, de la cual se puede inferir los siguientes porcentajes de acuerdo al tipo de limitación, el 22% corresponde a la población afectada por alteraciones de movimiento de la extremidades, el 18% presenta alteraciones del

sistema nervioso, el 17% corresponde a deficiencias visuales, el 13% presenta alteraciones del sistema cardiorrespiratorio y las defensas, el 8% sufre alteraciones auditivas, el 8% presenta alteraciones de la voz y el habla, el 7% alteraciones digestivas, metabólicas, el 3% corresponde a alteraciones del sistema genital y reproductivo, el 2% sufre alteraciones de la piel y el 1% restante corresponde a alteraciones en los demás órganos.

Figura 1. Discapacidad según estructuras o funciones corporales afectada, RLCPCD, 2013



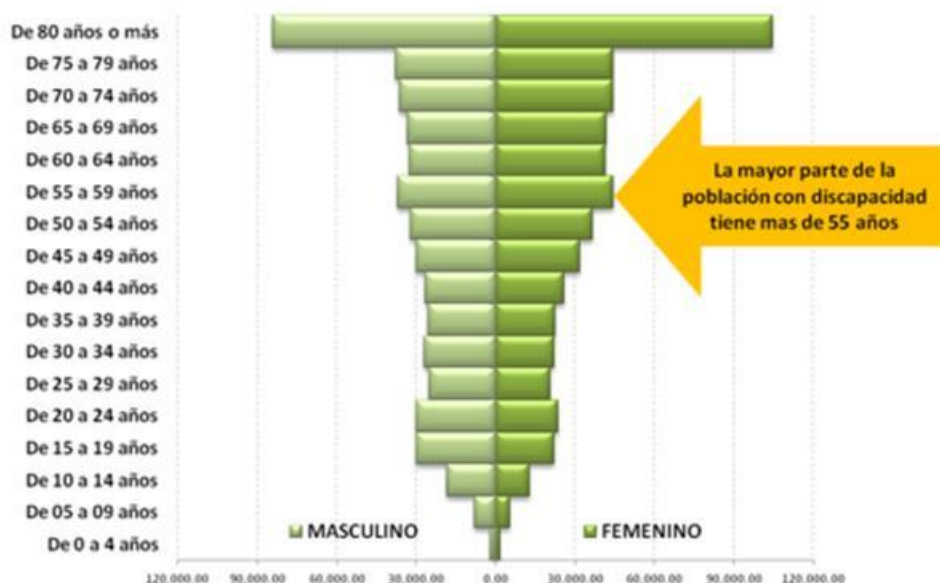
Fuente: Así Vamos en Salud. 2016, Julio 12. Disponible en: <http://www.asivamosensalud.org/indicadores/estado-de-salud>

Como es evidente la afectación de mayor frecuencia en las personas con discapacidad está relacionada con el movimiento del cuerpo, tanto de los miembros inferiores como las extremidades superiores lo cual corresponde a un total de 534.213 personas aproximadamente.

El problema no solo radica en el número de personas afectadas, o con alguna limitación de movimiento, sino además la carencia de atención médica y de servicios de rehabilitación para quienes tienen posibilidad de mejorar.

Otro factor que preocupa es la edad de los afectados, ya que conlleva a un deterioro de la capacidad de ambular, el ser humano tiende a perder la capacidad de desplazarse al envejecer, lo cual afecta el desarrollo normal de la marcha y genera la necesidad del uso de artefactos o herramientas como bastones para proporcionar estabilidad. En la figura 2, expuesta a continuación se muestra la población con discapacidad en función a su edad y sexo, como se puede observar el mayor número de afectados se encuentran en edades superiores a los 55 años.

Figura 2. Población con discapacidad en función de edad y sexo



Fuente: MINSALUD, M. d. Semana de la seguridad social. Julio 12 de 2016. Disponible en: <https://www.minsalud.gov.co/Paginas/default.aspx>

La calidad de vida de una persona se ve afectada a medida que envejece pues se reduce su nivel de motricidad por el desgaste natural de los músculos y huesos; además de que son más vulnerables a sufrir accidentes como caídas o tropiezos que pueden generar lesiones graves. Por lo tanto, el problema está en cómo ayudar a la población que ya sea por enfermedades, lesiones o vejez necesita terapias de rehabilitación para mejorar su movilidad.

1.2 JUSTIFICACIÓN PARA SOLUCIONAR EL PROBLEMA

En Colombia la población con discapacidad referente al movimiento del cuerpo, brazos, manos y piernas es 534.213 de 2.765.491 personas¹, para quienes es evidente que no pueden realizar parcial o totalmente las actividades del diario vivir (ADL, por sus siglas en inglés) disminuyendo su calidad de vida.

Caminar o correr, por ejemplo, son actividades que facilitan la independencia de las personas, sin embargo, aquellas que se ven condicionadas por enfermedades o lesiones en sus piernas no se pueden desplazar libremente y/o con el mismo ritmo al que estaban acostumbrados, viéndose en la necesidad de utilizar sillas de ruedas, bastones o ayuda de otras personas.

Por ello, buscando aportar a la misión social de la Universidad con este proyecto se hace un estudio biomecánico de los miembros inferiores del ser humano durante la marcha sobre una superficie plana horizontal de tal forma que se puedan usar esos conocimientos en la construcción de un prototipo de exoesqueleto para miembro inferior con el fin de apoyar el proceso de rehabilitación muscular y neuronal del paciente que tenga dificultades para mover

¹ Departamento administrativo nacional de estadística (DANE). Población con registro para la localización y caracterización de las personas con discapacidad, 2005.

sus miembros inferiores con el desarrollo de soluciones teniendo en cuenta criterios como funcionalidad, seguridad, ergonomía y economía tratando de mejorar las deficiencias y aflicciones que aquejan a los individuos.

Asimismo, con el proyecto se hará un cambio trascendental en la forma como los pacientes experimentan las terapias de rehabilitación al implementar herramientas tecnológicas que mejoran la comodidad y eficiencia del proceso, así como la condición física, psicológica y emocional del usuario.

1.3 OBJETIVOS

1.3.1 Objetivo general. Contribuir con la misión social de la Universidad Industrial de Santander, en la formación de personas de alta calidad ética política y profesional, fortaleciendo el desarrollo investigativo en el grupo DICBoT de la Escuela de Ingeniería Mecánica mediante el diseño biomecánico y la construcción de un prototipo experimental de un exoesqueleto para miembro inferior con tres grados de libertad que tenga como finalidad la rehabilitación muscular y nerviosa que contribuya a mejorar la calidad de vida de las personas con limitaciones físicas en el miembro inferior.

1.3.2 Objetivos específicos

- Recopilar y estudiar el estado del arte sobre la biomecánica de la marcha de un individuo durante una trayectoria lineal recta sobre un plano horizontal, y sobre dispositivos exoesqueleticos para miembro inferior en el plano sagital con aplicaciones en la rehabilitación física estableciendo diferentes alternativas de diseño con la información analizada.

- Diseñar y construir un prototipo experimental de un exoesqueleto para miembro inferior con tres grados de libertad en el plano sagital ubicados en la cadera, rodilla y tobillo de una sola pierna con las siguientes especificaciones, de acuerdo con la antropometría colombiana siguiente:

Dimensiones aproximadas:

- Longitud cadera-rodilla: 50-55,3 cm.
- Longitud rodilla-tobillo: 37-42,7 cm.

Peso aproximado del prototipo sin actuadores: 5 kg.

Rango de movimiento del exoesqueleto:

- **Articulación de la cadera:**

Extensión: 30°. Flexión: 110°

- **Articulación de la rodilla:**

Extensión: 0°. Flexión: 135°.

- **Articulación del tobillo:**

Plantarflexión: 40°. Dorsiflexión: 20°.

- Asistir el diseño biomecánico con software CAD/CAE y comprobar la resistencia del exoesqueleto ante los esfuerzos generados durante la rehabilitación mediante el software comercial COMSOL Multiphysics y/o ANSYS™ (workbench).

1.4 JUSTIFICACIÓN DE LA SOLUCIÓN

Los exoesqueletos antropomórficos son mecanismos robóticos que funcionan externamente al cuerpo humano proporcionándole potencia y asistencia al movimiento, tiene la capacidad de interactuar con la información del individuo

mediante sensores lo cual permite la toma de medidas precisas de posición, torque y velocidad, ayudando de este modo a modelar el comportamiento que se requiere del exoesqueleto.

Figura 3. Phoenix exoesqueleto



Fuente: DIAZ, A. La Voz del Muro. Julio 16 de 2016. Disponible en: <http://lavozdelmuro.net>

En la rehabilitación generalmente se hace uso del exoesqueleto para tratar discapacidad de movimiento de las extremidades inferiores o superiores debido a que presenta varias ventajas: permite independizar al paciente de la disponibilidad del fisioterapeuta, los datos recolectados proporcionan un registro de la evolución del paciente durante la terapia, se tiene mayor control sobre la cinética y

cinemática de los movimientos efectuados, son portables lo que permite llevar a cabo la rehabilitación en cualquier lugar, no son invasivos así no comprometen la integridad física del individuo, se incrementa la motivación del paciente al experimentar metodologías distintas a las tradicionales.

Se decide centrarse en el tratamiento de deficiencias y aflicciones en las extremidades inferiores ante el problema de discapacidad y alteraciones de la marcha ya que son las que afectan en mayor proporción la calidad de vida de una persona limitando la forma en que se desplaza. Por lo anterior, un exoesqueleto como alternativa de rehabilitación provee asistencia al paciente y permite al fisioterapeuta medir, corregir y controlar el movimiento de las articulaciones utilizadas al caminar.

2. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA

El proceso de locomoción que desarrolla el hombre se conoce como marcha, y se define como un conjunto de movimientos alternantes y rítmicos de las extremidades que provocan un desplazamiento del centro de gravedad del cuerpo produciendo un movimiento hacia adelante en el que el peso del cuerpo es soportado por ambas piernas en un ciclo, llamado el ciclo de la marcha.

Ahora bien, tal como menciona Jaime M. Prat Pastor en su libro *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*, la biomecánica es un conjunto de conocimientos interdisciplinarios generados a partir de utilizar, con el apoyo de otras ciencias biomédicas, los conocimientos de mecánica y distintas tecnologías en, primero, el estudio del comportamiento de los sistemas biológicos y, en particular del cuerpo humano, y segundo en resolver los problemas que le provocan las distintas condiciones a las que puede verse sometido.

Teniendo estos dos conceptos claros, se puede decir entonces, que la biomecánica de la marcha tiene como objetivo resolver las alteraciones que el ser humano presente en su marcha utilizando para ello tecnologías y conocimientos de mecánica en conjunto.

2.1 CICLO DE LA MARCHA

El ciclo de la marcha también conocido como zancada es la suma de una serie de acontecimientos que tiene lugar entre dos repeticiones consecutivas de uno de cualquiera de los sucesos de la marcha. Por lo general se toma el inicio del ciclo, el instante en el que el talón entra en contacto con el suelo, es decir, si se inicia

con el contacto del pie derecho, el ciclo terminaría en el siguiente apoyo del mismo pie y el pie izquierdo experimentaría la misma secuencia de acontecimientos desplazados medio ciclo en el tiempo. El ciclo está dividido en dos etapas o fases, la primera de ellas corresponde a la fase de apoyo que representa el 60 % del ciclo de marcha, seguida de una fase de oscilación del 40 % restante, esto sucede para cada pierna.²

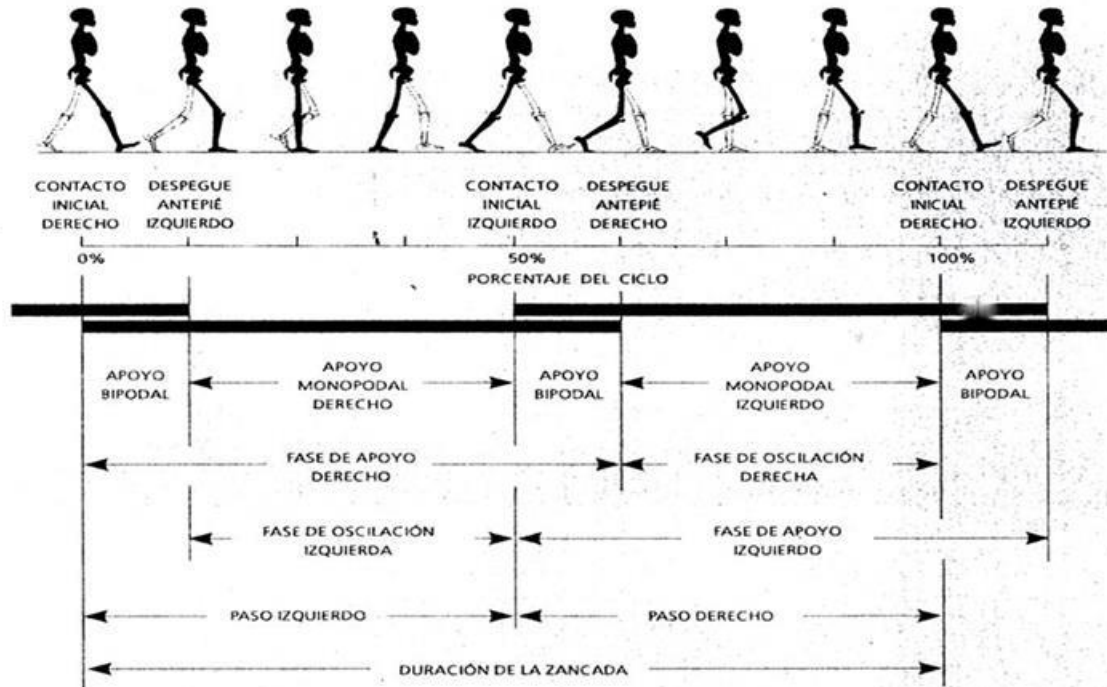
Durante la fase de apoyo el pie se encuentra en contacto con el suelo, inicia con el primer contacto y finaliza con el despliegue del antepié, esta fase a su vez está subdividida en 5 subfases; fase de contacto inicial, fase inicial de apoyo, fase media de apoyo, fase final de apoyo y fase de preoscilación. Por otro lado, dentro de la fase de oscilación se encuentran 3 subfases: fase inicial de la oscilación, fase media de la oscilación y fase final de la oscilación, esta fase comienza en el instante en que despegamos el antepié y transcurre hasta el contacto con el suelo. En la figura 4 se representan gráficamente las fases del ciclo de la marcha y el momento en que sucede.

Como se mencionó anteriormente el ciclo de la marcha ocurre para ambos pies, lo cual evidencia la existencia de dos fases de apoyo bipodal que se refiere a doble apoyo y corresponde a un 10 % de duración cada una. La duración relativa de cada una de estas fases depende fuertemente de la velocidad, aumentando la proporción de la oscilación frente al apoyo al aumentar la velocidad, acortándose progresivamente los periodos de doble apoyo, que desaparecen en la transición entre la marcha y carrera.

El intervalo de tiempo durante el cual el contacto con el suelo ocurre solo con un pie tiene por nombre período de apoyo monopodal, mientras que el pie contralateral se encuentra en su fase de oscilación.

² PRAT PASTOR, J. M. Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia. 2005.

Figura 4. Ciclo de la Marcha



Fuente: PRAT PASTOR, J. M. Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia. 2005.

Tal como se muestra en la anterior figura la marcha también se divide en cuatro periodos de la siguiente forma:

- Primer periodo de doble apoyo o Bipodal: Este inicia cuando el pie de referencia pone en contacto el talón con el suelo, lo cual interrumpe la aceleración del cuerpo hacia adelante y termina en el momento que el pie opuesto o contralateral despeg.
- Primer apoyo monopodal o periodo portante: En este periodo todo el peso del cuerpo es soportado por la extremidad de referencia y la pierna contralateral se encuentra en oscilación.
- Segundo periodo Bipodal: Aquí de manera contraria al primer apoyo Bipodal, el pie hace contacto con el suelo debido al antepié y acelera el cuerpo hacia adelante, siendo de esta forma quien propulsa la marcha.

- Segundo apoyo monopodal o periodo oscilante: En este periodo el miembro propulsor del anterior periodo termina esa fase y pasa a ser quien oscila una vez despegando del suelo.

2.2 PARÁMETROS DE LA MARCHA

Dentro de la descripción detallada de la marcha es necesario mencionar una serie de parámetros que ayudan a comprender cada ciclo de la marcha dado que la marcha depende de cada uno de estos.

2.2.1 Parámetros Espaciales

- Longitud del Paso: Un paso corresponde a la distancia que se crea entre los contactos con el suelo de ambos pies, es decir, la distancia que separa el apoyo inicial de un pie del apoyo inicial de pie contralateral.

Diversos autores que han definido este parámetro también han generado un valor para la longitud del paso a una velocidad espontánea que se refiere a la velocidad que lleva el sujeto cuando camina con naturalidad, esos valores se encuentran organizados en la siguiente tabla:

Tabla 1. Longitud de Paso a Velocidad espontánea

Autor	Edad	Condición de calzado	LP (m)
Murray (1964)	20 - 65	calzada [no específica]	0,78 (0,05)
Sekiya (1997)	25,9 (4,1)	calzada [no específica]	0,76 (0,12)
Sekiya (1998)	22,4	calzada [no específica]	0,66 (0,04)
Cutlip (2000)	21 - 26	calzada [no específica]	0,75 (0,02)
Della Croce (2001)	24,6 (4,0)	descalzo	0,62 (0,05)
Gill (2003)	22 - 43	descalzo	0,73 (0,06)
Menz (2003)	22 - 39	zapatos Oxford™	0,73 (0,07)
Menz (2004)	22 - 40	zapatos Oxford™	0,77 (0,05)
Van Uden (2004)	19 - 59	calzada [no específica]	0,77 (0,08)

Nota: Se presenta la desviación típica entre paréntesis cuando ésta ha sido facilitada por el autor. LP: longitud de paso.

Fuente: CÁMARA, J. Análisis de la Marcha: sus fases y variables espacio-temporales. Entramado, 160-173. 2011.

- Anchura del paso: Esta distancia hace referencia al espacio que se forma entre los puntos medios de los dos talones, por lo general medida tiene un valor que oscila entre los 5cm a 10 cm. Este parámetro se relaciona directamente con el equilibrio y la sustentación.
- Longitud de la Zancada: La zancada se define desde el momento que se apoya el talón del pie en el suelo y termina cuando ese mismo pie vuelve a tener contacto con el suelo, por ende, la longitud de la zancada es la distancia entre los dos apoyos sucesivos del mismo pie en el suelo en dirección lineal.
- Altura del Paso: Corresponde a la elevación que alcanza cada pie en el despegue para evitar el arrastre del mismo.
- Ángulo del Paso o ángulo de la marcha: Hace referencia a la orientación del pie durante el apoyo, es decir, el pie forma un ángulo con el eje longitudinal.

2.2.2 Parámetros Espacio-Temporales

- Cadencia o ritmo del paso: Es el número de pasos en un determinado tiempo a velocidad espontánea, es medida en pasos por minutos generalmente. En cuanto más alto es el individuo tendrá una cadencia más lenta debido a que está relacionada con la longitud de paso.
- Velocidad: Es la relación entre la distancia que recorre una persona y el tiempo que requiere para ese recorrido. Existen dos fórmulas que determinan este valor, una relaciona la distancia recorrida total con el tiempo y la otra relaciona la longitud de la zancada por el tiempo de la zancada.
- Velocidad media: Este parámetro se define como el producto de la cadencia por la longitud de la zancada en unidades de m/seg.
- Velocidad de Balanceo: Corresponde al tiempo que tarda el pie desde la aceleración hasta que inicia el siguiente paso.

2.3 CONTRIBUCIÓN DE LAS DIFERENTES ARTICULACIONES

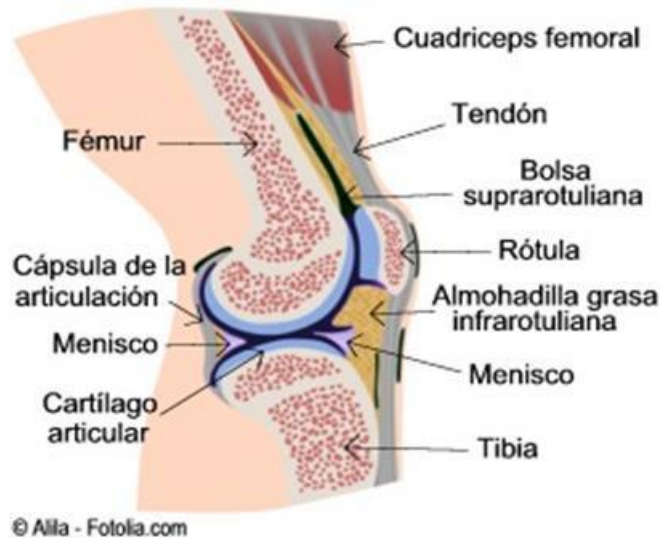
La locomoción se desarrolla gracias a una serie de elementos y en particular depende de cada una de las articulaciones ya que estas generan un punto de unión entre los segmentos del cuerpo lo que permite la movilidad (en las articulaciones móviles), es decir, naturalmente el cuerpo permite realizar actividades cotidianas y comunes de la forma más sencilla gracias a su diseño y estructura, a continuación se describe brevemente cada una de las articulaciones de los miembros inferiores y su participación y contribución en el desarrollo de la marcha.

2.3.1 Articulación de la Cadera. *La cadera* es uno de los principales puntos de unión ya que *permite el contacto entre el cuerpo del sujeto y su sistema de locomoción*,³ lo que traduce que en este punto el cuerpo desarrolla movilidad y estabilidad en las tres dimensiones. Para el diseño de un exoesqueleto de miembro inferior con fines de realizar rehabilitación de la marcha esta articulación es sumamente importante porque además de que permite moverse en los tres planos, constituye el punto de mayor torque como se verá de manera detallada en capítulos posteriores. Esta articulación desarrolla mayor rango de movimiento en el plano sagital donde presenta dos trayectorias durante una zancada normal, extensión en el apoyo y flexión en la oscilación, contrario al plano frontal donde es reducido, pero donde se requiere mayor participación muscular, en cuanto al plano transversal en un ciclo de marcha normal esta articulación sufre de un proceso de rotación interna seguido de otro de rotación externa. En el proceso de la marcha esta articulación alterna dos funciones, una en la que la cadera permanece fija mientras la pierna puede moverse con libertad y la otra función contraria donde es la pierna la que permanece fija.

2.3.2 Articulación de la Rodilla. La articulación del cuerpo humano de mayor tamaño se encuentra en la rodilla, está compuesta por la articulación entre el cóndilo femoral y la tibia, y la articulación entre la superficie rotular del fémur y la rótula, *ver figura 5*.

³ PRAT PASTOR, Op. Cit.

Figura 5. Articulación de la Rodilla en el plano sagital



Fuente: SALUD. Enciclopedia de Salud. Dietética y Psicología. Agosto 12 de 2016. Disponible en: <http://www.encyclopediasalud.com/>

El rango de movimiento característico de esta articulación en el plano sagital es alto, mientras que en los planos frontal y transversal el cuerpo realiza pequeños arcos de movilidad que en consecuencia genera variaciones en la posición del cuerpo o el pie.

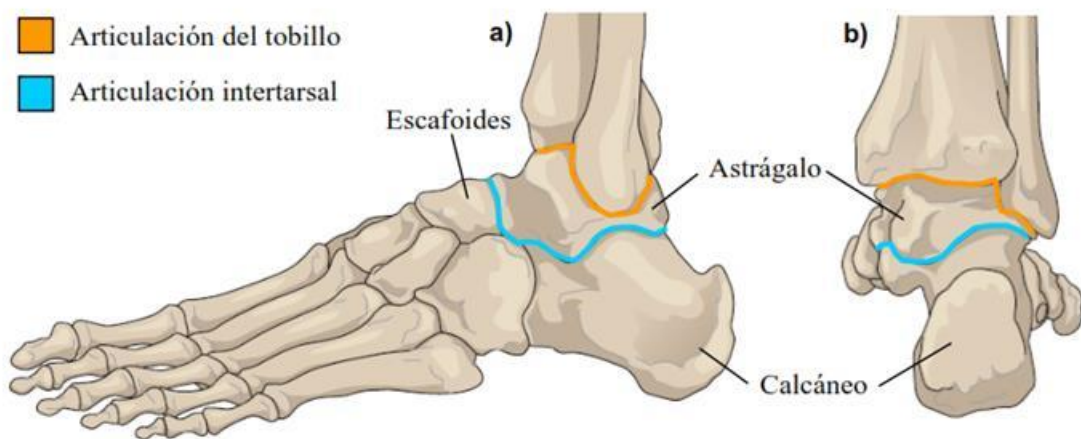
En la fase de apoyo la articulación de la rodilla proporciona estabilidad al miembro, mientras que en la fase de oscilación permite avanzar y dar pasos debido a la flexibilidad que posee, es importante decir que tanto la estabilidad y la flexibilidad de esta articulación es también consecuencia de la coordinación en conjunto de las demás articulaciones del miembro.

2.3.3 Articulación del Tobillo. La articulación del tobillo está constituida por tres huesos: el peroné, la tibia y el astrágalo del pie, esta articulación junto a otra llamada articulación intertarsal formada por el astrágalo del pie con el hueso calcáneo y el escafoides forman el sistema del tobillo. La unión que forma en el

tobillo entre la tibia y el pie permite transferir la fuerza vertical de soporte del cuerpo a una fuerza de apoyo horizontal.

En el desarrollo normal del ciclo de la marcha, el tobillo experimenta dos trayectorias dos de flexión plantar y de flexión dorsal alternativamente.

Figura 6. Articulaciones del tobillo. a) Vista lateral. b) Vista Posterior



Fuentes: HERNANDEZ, F. Diseño y Construcción de Prototipo Neumático de Prótesis de pierna Humana. México: Universidad Las Americas. 2008.

2.4 ALTERACIONES DE LA MARCHA HUMANA

El objetivo del exoesqueleto que se desarrolla en este proyecto busca proporcionar asistencia a pacientes que sufren alteraciones en la marcha, estas alteraciones pueden deberse a múltiples factores y pueden afectar varios sistemas u órganos, sin embargo, basándose en Jaime M. Prat Pastor estas alteraciones pueden ser clasificadas en cuatro categorías: Deformidad, debilidad muscular, dolor y control neurológico deficitario.

Cuando se habla de *Deformidad* se refiere a la malformación de los tejidos lo que imposibilita la movilidad pasiva (MP)⁴ que se debería para poder adoptar posturas normales y alcanzar los rangos de movimiento adecuados durante el ciclo de la marcha. Por lo general después de una lesión que requiere de una inmovilización del miembro por periodos de tiempos prolongados, los tejidos musculares, ligamentos y las zonas articulares tienen a sufrir contractura o retracción siendo esta la principal causa de deformidad, aunque también pueden deberse a trastornos cerebrales, problemas hereditarios, cicatrización deficiente o daños neurológicos. Existen dos clases de contractura que dependen del grado de rigidez y madurez de los tejidos:

- Contractura elástica: Este tipo de contractura provoca múltiples alteraciones en la marcha, sin embargo, permite la movilidad pasiva, es decir no presenta resistencia al estiramiento cuando se está ejerciendo una fuerza contraria externa.
- Contractura rígida: Se presenta durante todo el ciclo de la marcha, en esta los tejidos elásticos son remplazados por tejidos rígidos que no estiran por lo cual ejercen resistencia ante cualquier esfuerzo de estiramiento.

La *debilidad muscular* se presenta a consecuencia de un cansancio muscular, puede aparecer de manera repentina o deberse a ataques cerebrales, infecciones, desuso o patológicamente a parálisis o distrofias musculares, generalmente ocasiona pérdida de masa muscular o disminución de la fuerza muscular.

El *dolor* puede presentarse a consecuencia de las dos alteraciones anteriores, generalmente debida a una excesiva tracción tisular. Cuando un individuo presenta dolor al intentar moverse tiende a generar alteraciones en el ciclo normal de la marcha, reduciendo algunos de los rangos de movimiento desarrollando una marcha ineficiente.

⁴ Movilidad Pasiva (MP): Es la amplitud que alcanza una persona con ayuda de fuerzas o agentes externos

Por último, Un *control neurológico deficitario* se produce cuando hay patologías en el sistema nervioso, apareciendo así cinco alteraciones básicas durante la marcha: espasticidad, alteraciones de coordinación, patrones reflejos primitivos, alteraciones de la secuencia de la actuación muscular y alteración de la propiocepción.

En general las alteraciones de la marcha se hacen evidentes cuando se pierde la capacidad de locomoción en bípedo normal, lo cual afecta los parámetros que la definen, es decir puede presentarse disminución de la velocidad de la marcha, alterar la longitud del paso y los rangos de movimientos, además de ocasionar falta de sincronía entre las dos extremidades, dificultando el propio desarrollo del ciclo de la marcha.

2.4.1 Efectos de la Edad sobre la marcha. Los trastornos de la marcha pueden deberse a razones muy variadas incluso una simple caída, sin embargo, existe una relación muy fuerte entre las alteraciones de la marcha y la edad del individuo. Durante el proceso de envejecimiento el cuerpo experimenta cambios funcionales y deterioro físico, psíquico y social que en consecuencia modifican los parámetros de la mecánica de la marcha normal, generalmente estas alteraciones se hacen más evidentes en la disminución de la velocidad de la marcha y la disminución de la capacidad locomotora.

Cada individuo en el envejecimiento se ve sometido a un conjunto de modificaciones en el sistema músculo-esquelético y en los mecanismos nerviosos centrales y periféricos que se encargan de controlar en equilibrio ocasionando que el cuerpo adopte ciertas posturas fuera de la normalidad de ciclo de la marcha, a esta marcha caracterizada por trastornos dependientes de la edad se le conoce como marcha senil.⁵

⁵ CERDAS, L. Evaluación del Paciente con Trastorno de la Marcha. Revista Hospital Clínico, 328. 2010.

Figura 7. Adulto Mayor que sufre de trastornos de la marcha.



Fuente: FÍSICA., T. Terapia Física. Agosto 13 de 2016. Disponible en: Retrieved from <http://www.terapia-fisica.com>

Según los Datos tomados de: VERGHESE J en su trabajo *Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults*,⁶ alrededor de los 60 años de edad, aproximadamente un 15 % de la población presenta alteraciones de la marcha, a los 70 años la cifra aumenta al 35% y llega a un 50% en la población mayor a 80 años. Los principales efectos de la edad sobre la marcha son:

- Disminución de la velocidad.
- Disminución de la longitud de la zancada y aumento de su anchura.
- Disminución de la longitud del paso.
- Disminución de la cadencia.
- Disminución del ángulo del pie con el suelo.
- Prolongación de la fase Bipodal.

⁶ VERGHESE, J. L. Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. Journal of the American Geriatrics Society. 2006

- Reducción de tiempo de balanceo/tiempo de apoyo.
- Aumento de la anchura del paso y disminución de la altura.
- Pérdida del balanceo de los brazos.
- Reducción de las rotaciones pélvicas.
- Menor rotación de cadera y rodilla.

La edad produce afectaciones en la funcionalidad de las articulaciones disminuyendo considerablemente la capacidad de articular en la cadera, rodilla, tobillo, pie e incluso la rotación pélvica. Se considera que estas alteraciones se deben a que con el envejecimiento el individuo pierde masa y fuerza muscular, adquiere debilidad muscular, rigidez en los tejidos y daño articular que le ocasiona dolor y falta de estabilidad.

3. ANATOMÍA DE LA PIERNA HUMANA

Al hablar sobre la marcha humana se hace necesario describir el sistema que se encarga de llevar a cabo esta actividad cotidiana. La pierna humana conocida también como miembro inferior es un conjunto de segmentos, articulaciones y músculos que unidos proporcionan el impulso necesario para realizar movimientos, además aportan fuerza y estabilidad al cuerpo. Su función a grandes rasgos es soportar el peso de la totalidad del cuerpo humano y posibilitar el movimiento y desplazamiento del mismo a través del trabajo conjunto entre los músculos y las articulaciones. La mayoría de los exoesqueletos portátiles encontrados en la literatura, están diseñados para miembros inferiores en pro de compensar las deficiencias de la marcha.

Se considera como la pierna humana al compendio de elementos que se encuentran entre la cadera y el tobillo. Además de caminar, la pierna humana controla otras actividades dinámicas que realiza el hombre como lo son correr, saltar, brincar, y moverse con agilidad.

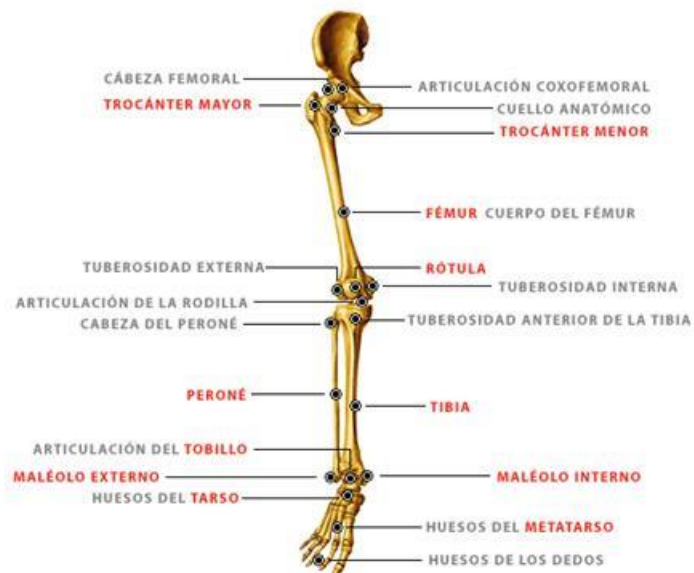
3.1 ESTRUCTURA ÓSEA DE LA PIERNA

Los huesos de las piernas están rodeados de una serie de músculos potentes que le permiten a la pierna realizar acciones como flexionarse, extenderse, moverse separándose del cuerpo o juntarse a él (abducción y aducción).

En la figura 8 se pueden observar el grupo de huesos que comprende el sistema de la pierna humana. Existen cuatro huesos principales: en la sección superior se encuentra el fémur y la rótula, y en la sección inferior la tibia y el peroné.

- El fémur: Se localiza en el muslo, es el segundo segmento del miembro inferior y el hueso más largo del cuerpo humano, posee un volumen considerable.
- La rotula: También conocido como patela es el hueso sesamoideo⁷ más grande del cuerpo humano, posee una estructura ovoide irregular con base rugosa. Es el componente articulado del mecanismo extensor de la rodilla, protege la anatomía profunda de la rodilla y al tendón de los cuádriceps de las fuerzas de fricción. Su función principal es extender la rodilla aumentando la palanca generada por el tendón en el fémur.
- La tibia: Es un hueso largo y voluminoso, es quien recibe el peso del cuerpo que se transfiere desde el fémur y lo transmite al pie.
- El peroné: Se encuentra situado en la sección inferior de la pierna, lateralmente con respecto a la tibia, también es un hueso alargado pero delgado que se articula con la tibia por los extremos.

Figura 8. Estructura ósea de la pierna



Fuente: Hernandez, F. Musculos del Miembro Inferior. Octubre 23 de 2016. Disponible en: <https://es.slideshare.net/LaloHernandez3>

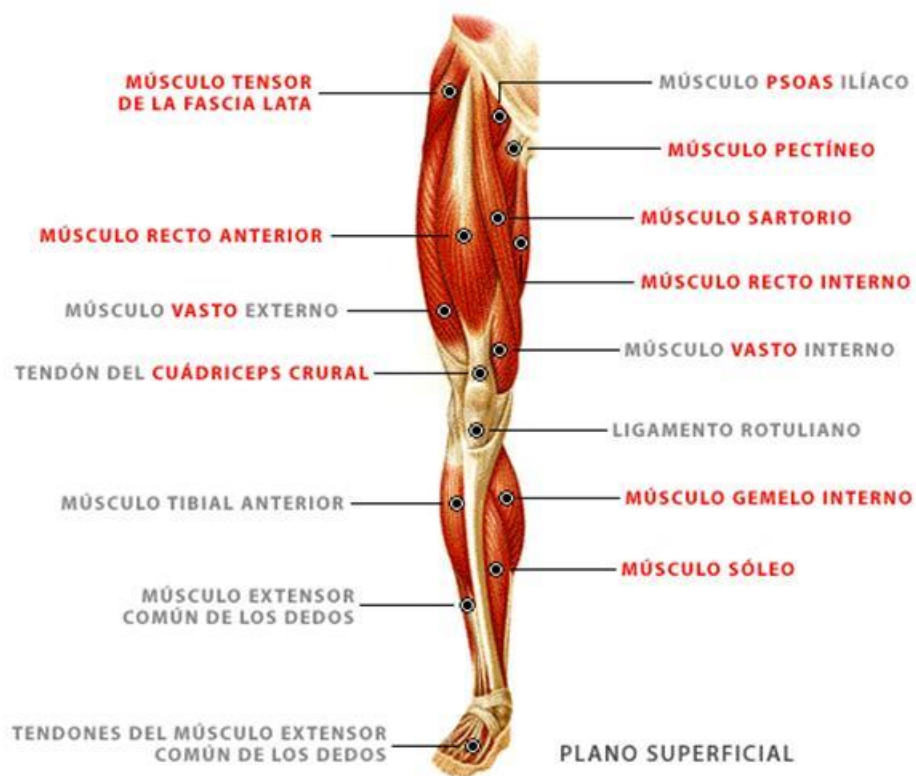
⁷ Hueso sesamoideo: es un hueso pequeño y redondeado incrustado en un tendón sometido a compresión y a fuerza de tensión habituales.

3.2 SISTEMA MUSCULAR DE LA PIERNA

Los músculos son órganos que se encargan del movimiento corporal. En las piernas el sistema muscular es muy importante puesto que proporciona la potencia necesaria para efectuar actividades comunes como caminar o saltar.

El conjunto de músculos de las piernas está dividido en dos secciones: la sección superior por arriba de la rodilla y la sección inferior hasta el tobillo.

Figura 9. Músculos de la pierna



Fuente: Hernandez, F. Musculos del Miembro Inferior. Octubre 23 de 2016. Disponible en: <https://es.slideshare.net/LaloHernandez3>

En la sección superior se encuentran los músculos abductores que son un grupo muscular pequeño que contienen 3 músculos individuales (Abductor corto, Abductor largo y Abductor mayor) y se originan en el pubis para luego insertarse en el fémur, su función es juntar el muslo al centro del cuerpo. El tensor de la fascia lata o de la faja lata, se ubica en la parte lateral del muslo como se observa en la figura 9, actúa como abductor y rotador medial del muslo, su función es flexionar la cadera y mover el muslo hacia afuera lo cual permite equilibrar el cuerpo en posición de pie con la pelvis inclinada, acción que fatiga considerablemente el músculo. Los femorales son otro grupo muscular que al igual que los cuádriceps reúne cuatro músculos separados: el Bíceps femoral largo, el Bíceps femoral corto, el Semi-tendinoso y el Semi-membranoso, su función es extender el muslo y flexionar la rodilla. Por último, el otro grupo de músculos importante son los cuádriceps es considerado el grupo muscular más fuerte de todo el cuerpo, está dividido en cuatro regiones musculares (Vasto medio, vasto intermedio, vasto lateral y recto femoral), hecho al cual debe su nombre, estos cuatro músculos se insertan en la tibia y se originan en el fémur, se encargan de extender la rodilla y flexionar la cadera.⁸

En cuanto a la sección inferior esta se divide en tres grupos importantes: Anterior, lateral y posterior. Al grupo anterior pertenecen una serie de músculos localizados en la espinilla comprendida entre el borde anterior de la tibia y del peroné, dentro de los músculos de esta región se tienen:

- Músculo tibial anterior: Realiza movimientos de flexión, abducción y rotación del pie hacia adentro. Se extiende desde el extremo superior de la tibia hasta el borde interno del pie.
- Músculo extensor común de los dedos: Se encarga de realizar movimientos de extensión de los dedos hacia el dorso del pie, también cumple funciones de flexión, abducción y rotación del pie.

⁸ PRAT PASTOR, J. Op. Cit.

- Músculo extensor propio del dedo gordo: Cumple con la extensión de las falanges del dedo gordo sobre el metatarso, aunque también funciona como extensor, abductor y rotador del pie.
- Músculo peroneo anterior: Realiza su función de flexión, rotación y abducción del pie hacia afuera.
- En el grupo lateral ubicado en el lado externo de la pierna, se encuentran dos músculos:
 - Músculo peroneo lateral largo: Su principal función es extender el pie sobre la pierna, aunque también se encarga de la abducción y rotación externa. Este músculo inicia en la cabeza del peroné y cara profunda de la fascia y finaliza en el metatarsiano, pasando de ser externo en la pierna a interno en el pie.
 - Músculo peroneo lateral corto: Se encarga de realizar movimientos de abducción y rotación externa del pie, se extiende desde la cara externa de la pierna hasta el borde externo del pie.
- Por último, la región posterior ubicada en la pantorrilla se divide en dos planos, superficial y profundo. Los músculos principales de este grupo son:
 - Músculo soleo: se encuentra debajo de los gemelos, entre las inserciones del músculo en la tibia y el peroné. Su función principal es extender el pie, al igual que los gemelos además flexiona la pierna sobre el muslo luego de haber extendido el pie.
 - Músculos Gemelos: también conocidos como gastrocnemio, tiene origen en los cóndilos lateral y medial del fémur, a poco de originarse se fusionan para insertarse distalmente por medio de un tendón común. Son los encargados de extender el pie y flexionar la pierna sobre el muslo una vez se haya extendido el pie.
 - Músculo Plantar: este es un músculo delgado que, ceñido por los gemelos, comienza en el fémur y termina en el calcáneo por medio del tendón de Aquiles. Es un auxiliar de los músculos gemelos, ayuda en flexión plantar del pie.

3.3 ARTICULACIONES DE LA PIERNA

Como se mencionó en el capítulo anterior las articulaciones juegan un papel importante en el correcto desarrollo del ciclo de la marcha, a continuación, se hará una descripción de los movimientos y los rangos de libertad que tiene cada articulación, teniendo en cuenta que para el objetivo de este proyecto esa información es importante porque se convierten en limitantes y restringen el control que se desarrolla.

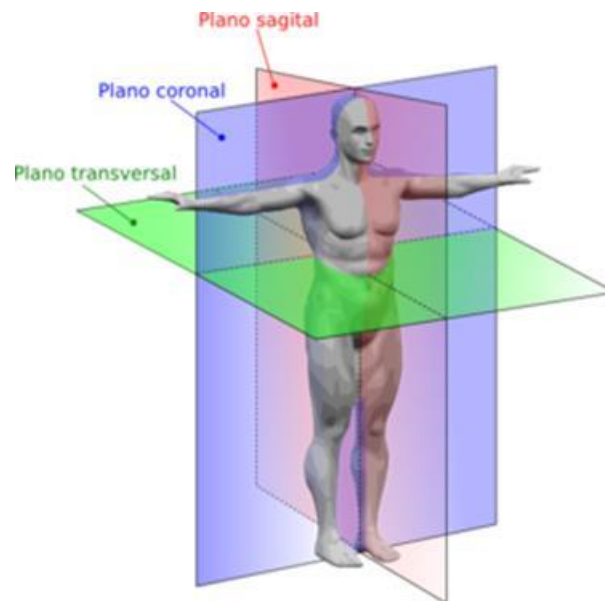
Las articulaciones son puntos de unión donde se conectan los huesos, se encargan de permitir la movilidad de las extremidades del cuerpo dándole flexibilidad. En el miembro inferior se encuentran tres articulaciones importantes: Cadera, rodilla y tobillo.

Las articulaciones pueden ser clasificadas dependiendo del material que une los huesos, puede ser fibroso, cartilaginoso o sinovial. Los fibrosos y cartilaginosos se caracterizan por carecer de facilidad de movilidad, contrario a los sinoviales que poseen la facilidad de movimiento. Alrededor de cada articulación hay ligamentos que fortalecen la capsula articular y limitan el movimiento en direcciones indeseables, esto funciona como un mecanismo natural que previene lesiones articulares por movimientos indebidos.⁹

3.3.1 Articulación de la Cadera. La cadera presenta la posibilidad de mover el miembro inferior en los 3 planos (Sagital, transversal y coronal, como se muestra en la figura 10). En este punto la pierna se mueve con libertad mientras la cadera permanece fija o contrariamente la pierna es quien se encuentra fija y la cadera se mueve en su contra.

⁹ Ibid.

Figura 10. Planos anatómicos del cuerpo humano



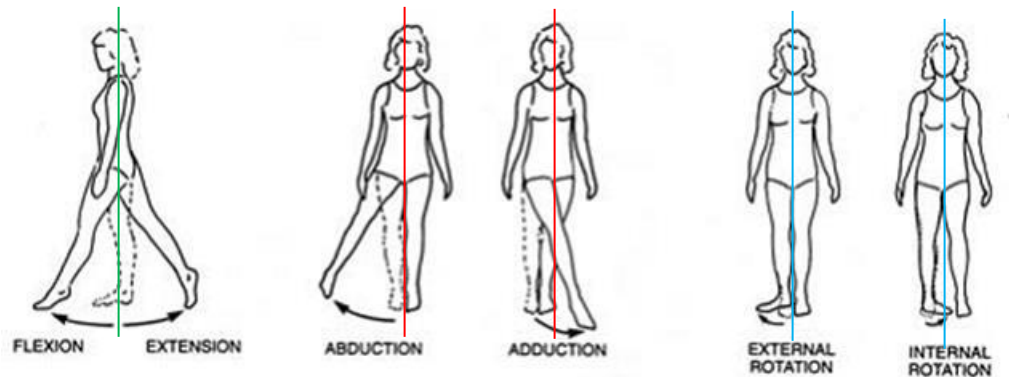
Fuente: ALMAGIÁ, A. L. Introducción a la Anatomía Humana. Valparaíso: Pontificia Universidad Católica de Valparaíso. 2012.

3.3.1.1 Rangos de movimiento en la cadera: Teniendo en cuenta que la cadera es una articulación tipo enartrosis, es decir, que se mueve en todas direcciones tiene la posibilidad de realizar los siguientes movimientos. Estos datos son tomados del libro *Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica* de Prat Pastor, 2005

- Extensión y Flexión: La extensión de la pierna hacia atrás tiene un ángulo máximo de aproximadamente 15° , en cuanto a la flexión tiene un rango de movimiento de 130° - 140° en dirección del tórax.
- Abducción y Aducción: La abducción tiene un rango de movimiento entre los 30° a 45° hacia afuera del cuerpo, contrario se encuentra la aducción que tiene un rango menor de 20° a 30° cruzando la pierna sobre la otra, como se muestra en la figura 11.
- Rotación: En la cadera se presenta una rotación interna que se genera al rotar el muslo hacia el cuerpo, la pierna flexionada tiene un rango máximo de 30° a

45°. Mientras que en la rotación externa o hacia afuera el valor del ángulo es de 40° a 50°.

Figura 11. Movimientos de la articulación de la cadera



Fuente: VELASCO, E. FTrapeutas. 2016, Octubre 23. Disponible en: <http://frapeutas.blogspot.com.co>

Es necesario aclarar que este proyecto se desarrolla en el plano sagital por ende se tendrán en cuenta solo los movimientos que se realizan en esta cara, es decir los movimientos de flexión y extensión.

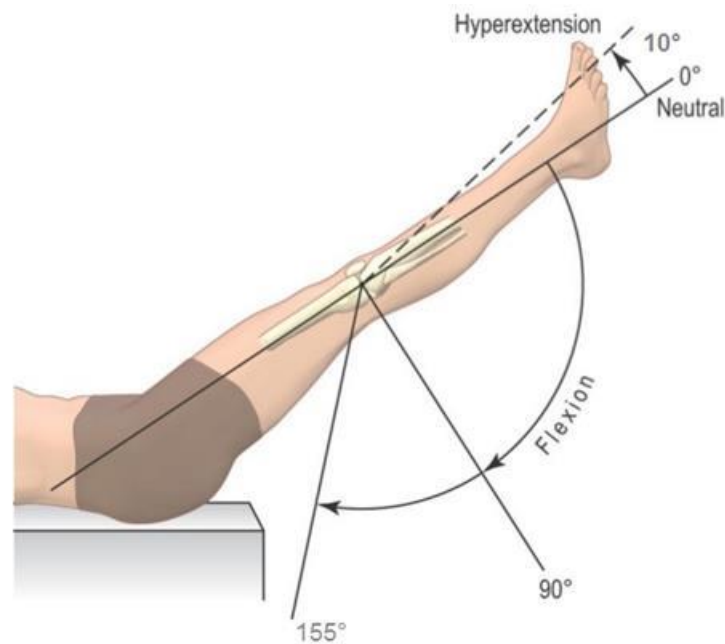
3.3.2 Articulación del Rodilla. La Rodilla es la articulación más importante del miembro inferior, debido a su estructura mecánica puede desarrollar los siguientes movimientos:

- Extensión: En este movimiento la cara posterior de la pierna se aleja del muslo, hasta formar un grado 0° con el eje transversal, sin embargo, es posible alcanzar una extensión máxima en la posición relativa de unos 5° a 10° llamada hiperextensión.
- Flexión: Este movimiento es contrario a la extensión. La flexión activa puede alcanzar unos 140°, pero únicamente cuando la cadera se encuentra en flexión,

sin embargo, este ángulo puede ser mayor en flexión pasiva y alcanzar unos 155° a 160°, tocando el glúteo con el talón.

- Rotación: Este movimiento solo aparece durante la flexión y su eje es el eje longitudinal de la rodilla, llega a tener valores de ángulo de 30° hacia adentro y 40° hacia afuera.

Figura 12. Rangos de movimiento en la Rodilla



Fuente: BUENDÍA, F. D. Cómo Diagnosticar más del 70% de la patología de Rodilla sin una Prueba de Imagen. Noviembre 03 de 2016. Disponible en: <https://www.slideshare.net>

3.3.3 Articulación del Tobillo. La articulación del tobillo produce un ángulo entre la tibia y el pie. Cuando el pie se encuentra horizontalmente se genera un ángulo de 90° con la tibia. Los movimientos característicos del tobillo y el pie son:

- Supinación y pronación: Se describe como una rotación sobre el eje imaginario creado en dirección del pie.

- Flexión plantar y flexión dorsal: Se ubica en el plano sagital, también es una rotación del pie hacia arriba y hacia abajo, es decir, la flexión plantar aleja el pie del eje de la tibia unos 50°, contrario está la flexión dorsal donde el pie se acerca al eje de la tibia en un ángulo máximo de 30°.
- Abducción y aducción: Se encarga de rotar el pie en torno a un eje paralelo a la tibia.¹⁰

Figura 13. Movimientos del Tobillo



Fuente: Fácil, A. Anatomía Fácil. Noviembre 03 de 2016. Disponible en: <https://sites.google.com/site/anatomiafacil33/home/tobillo-pie>

¹⁰ CAMARGO, E. L. Análisis Estático de la Sub-fase de Respuesta a la Carga Durante La Fase de Apoyo en La Marcha. Bogotá: Universidad Distrital. 2012.

4. ESTADO DEL ARTE

Actualmente el mundo atraviesa por una era tecnológica que mezcla conceptos biológicos con la mecánica de los elementos. La utilización de artefactos mecánicos o biomecánicos se ha venido mostrando como una alternativa bastante útil a la hora de realizar actividades comunes como es el caso de los exoesqueletos o trajes robóticos que son empleados en el campo de la rehabilitación y en las fuerzas armadas para potencializar las habilidades de los militares.

Los exoesqueletos surgieron décadas atrás con el objetivo de ser utilizados industrialmente, pero su evolución y crecimiento ha sido rápido llegando a ser lo que hoy conocemos que solo está limitada por la capacidad de los elementos que lo integran.

El primer proyecto conocido de trajes robóticos se remite a la década de los 60, cuando Ralph Mosher un ingeniero de General Electric junto a la armada estadounidense desarrolló el diseño de un exoesqueleto con la intención de potencializar la fuerza humana y permitirle cargar altos pesos de hasta 1500 kilogramos sin mayor requerimiento físico, así surgió *Hardiman* como fue nombrado por General Electric quienes tenían la intención de utilizarlo en la industria aérea, en la construcción de submarinos e incluso en plantas nucleares donde se requiriera de su habilidad¹¹. Sin embargo, Hardiman fue un proyecto que no tuvo el éxito esperado debido a que poseía movimientos violentos difíciles de controlar lo que imposibilitó que se probara con un humano dentro.

¹¹ ARCOS, W. J. Control Automático de un Exoesqueleto de Marcha para Pacientes con Discapacidad Motora. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia. 2013.

Figura 14. Hardiman



Fuente: GENERAL, E. Final Report on Hardiman I Prototype for Machine Augmentation Of Strength and Endurance. Washington: Engineering Psychology Program Office. 1971.

El profesor M. Vukobratovic junto a su equipo en Mihailo Pupin Institute, a finales de los años 60, desarrollaron el primer exoesqueleto activo para pacientes con paraplejia. Su diseño replicaba una marcha casi antropomórfica accionada de forma neumática. De forma paralela General Electric trabajaba en un traje robótico de accionamiento hidráulico. En 1974, se dio a conocer el primer exoesqueleto accionado con motores eléctricos, sin embargo, poseía algunos inconvenientes.¹²

Unos años más tarde en 1986 exactamente, Monty Reed, inició su labor con los trajes robóticos enfocados en la rehabilitación de pacientes cuadripléjicos. Reed quien era un militar retirado con lesiones en su espalda tras una caída en paracaídas desarrolló *Lifesuit*, un traje de unas 75 libras que utilizaba cohetes y

¹² ARCOS, Op. Cit.

tanques de buceo adheridos a una mochila como se puede ver en la siguiente figura.¹³

Figura 15. Exoesqueleto Lifesuit



Fuente: REED, M. K. LIFESUIT Exoesqueleto Gives the Gift of Walking so They Shall Walk. Global Humanitarian Technology Conference (pp. 382-383). Seattle: IEEE. 2014.

En 1990, científicos japoneses del Instituto de Tecnología de Kanagawa diseñaron un traje robótico de asistencia, que tenía la intención de reducir el esfuerzo de las enfermeras al tratar con pacientes de difícil movilidad (ver figura 16). Este exoesqueleto se encontraba dotado de extremidades plegables que funcionaban como tensores de aire comprimido controlados por ordenador que a través de sensores que recibían la información de los requerimientos en las extremidades. Por otro lado, Kazerooni se adentró en la investigación del comportamiento de la

¹³ REED, M. K. LIFESUIT Exoesqueleto Gives the Gift of Walking so They Shall Walk. Global Humanitarian Technology Conference (pp. 382-383). Seattle: IEEE. 2014.

interacción dinámica del sujeto y el exoesqueleto, Kazerooni propuso estrategias de control que le permitieran al exoesqueleto realizar los movimientos del operador.

Figura 16. Exoesqueleto de asistencia para enfermeras



Fuente: LUGO, E. P. Co- simulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, 15. 2014

En los últimos años los exoesqueletos han evolucionado de gran manera, dentro de los avances más destacados se encuentran a BLEEX (2004), desarrollado por la universidad de Berkeley como parte de la Agencia de Proyectos de Investigación Avanzada de Defensa, es un traje robótico para miembro inferior diseñado para uso militar que permite a los soldados aumentar su resistencia y levantar altas cargas para ser transportadas largas distancias. BLEEX posee un sistema de control basado en el incremento de la función de sensibilidad para reaccionar al movimiento del usuario sin la necesidad de usar sensores en el

cuerpo del individuo, lo cual hace que el controlador actúe más rápido y sea menos robusto.¹⁴

Otro exoesqueleto importante de los últimos tiempos es HAL, desarrollado por un investigador japonés llamado Yoshiyuki Sankai en University of Tsukuba en el año 2002, este traje les permite caminar a los pacientes cuadripléjicos. El sistema de control de este exoesqueleto se basa en la identificación de la intención de movimiento y suministra torques de control proporcionales a las señales mioeléctricas generadas por los músculos asociadas a cada articulación. Otro exoesqueleto usado en el reentrenamiento de la marcha es conocido como ALEX, este usa un control de fuerza en el cual se incluye la reacción en el tobillo, su principal objetivo es realizar terapia en la articulación de tobillo, sin embargo, tiene actuadores en la cadera y rodilla.¹⁵

El campo médico es sin duda alguna uno de los más beneficiados con el desarrollo de esta tecnología, permite devolver la movilidad a pacientes con discapacidades motoras de múltiples causas como lesiones neuro-musculares, distrofia muscular o pérdida de fuerza en los músculos. Generalmente los exoesqueletos con fines médicos se concentran en el tratamiento de los trastornos de la marcha, así es como surgen algunas máquinas para el reentrenamiento de la marcha como lo es *Lokomat*. Este exoesqueleto fue fabricado por Hocoma y tiene la capacidad de identificar la fuerza ejercida por el usuario por medio de mediciones de electromiografías. Al medir las señales mioeléctricas se puede realizar la terapia de la marcha implementando controles que manipulen el esfuerzo que deba realizar el individuo para alcanzar una marcha natural.¹⁶

¹⁴ HUO, W. N. (Lower Limb Wearable Robots for Assistance and Rehabilitation. IEEE Systems Journal, 1-14. 2014.

¹⁵ CHÁVEZ, M. R. Exoesqueleto para Potenciar las Capacidades Humanas y Apoyar la Rehabilitación. Revista Ingeniería Biomédica, 63-74. 2010.

¹⁶ ARCOS, Op. Cit.

En el año 2007 se desarrolló una máquina exoesquelética para rehabilitación, similar a Lokomat. LOPES como fue nombrado, es un exoesqueleto con un principio de control basado en un modelo que integra elementos virtuales para recrear la interacción entre el paciente y el exoesqueleto con el objetivo de asistirlo para alcanzar una marcha predeterminada. LOPES posee tres articulaciones rotativas activas: dos en la cadera y una en la rodilla.¹⁷

4.1 EXOESQUELETOS PARA MIEMBRO INFERIOR

La movilidad en las extremidades inferiores es una de las mayores preocupaciones del desarrollo de esta tecnología que busca brindarle una mejor calidad de vida a aquellos pacientes y sujetos que por variadas razones pierden parcial o totalmente la capacidad de controlar y mover sus piernas. Los exoesqueletos gracias a que permite la reducción de la dependencia del personal fisioterapéutico y el control del progreso y nivel de recuperación de forma cuantitativa del paciente, se convierten en una solución prometedora. A continuación, se describirán los mayores avances en los exoesqueletos para miembro inferior.

Actualmente, los avances en los exoesqueletos son grandes e importantes. En la industria militar encontramos un exoesqueleto anteriormente mencionado en este documento el BLEEX. En el artículo "*On the Biomimetic Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)*",¹⁸ escrito por Andrew Chu, H. Kazerooni y Adan Zoss, se describe este exoesqueleto como dos piernas antropomórficas capaces de soportar altas cargas sin la tensión asociada al trabajo exigente, además menciona los principales elementos que componen el sistema y el diseño

¹⁷ CHÁVEZ, M.Op. Cit.

¹⁸ ZOSS, A. K. On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoeskeleton (BLEEX). University of California, 8. 2012

mecánico del exoesqueleto. Otro artículo en el que mencionan a BLEEX es “*On the control of the Berkeley lower extremity exoskeleton*”, en este documento se explican las cuatro tecnologías abordadas en el desarrollo del proyecto: La arquitectura del exoesqueleto, los esquemas de control, una red de área local (LAN) incorporada al cuerpo y un protocolo específico de comunicación que reduce el cableado y por último, una arquitectura diseñada para que sea flexible y tenga un bajo consumo energético.

Figura 17. Exoesqueleto BLEEX



Fuente: ZOISS, A. K. On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). University of California, 8. 2012

Otro proyecto interesante en el desarrollo de los exoesqueletos se encuentra descrito en el artículo “*Biomimetic Design and Biomechanical Simulation of a 15-DOF Lower Extremity Exoskeleton*”.¹⁹. Este trabajo explica las características del diseño biomimético y el análisis biomecánico de un exoesqueleto para extremidad inferior de 15 grados de libertad (DOF), además se detalla la forma como se seleccionaron los parámetros críticos de diseño, basándose en los resultados del análisis de la marcha humana al caminar. Se desarrolla una simulación en ADAMS, allí se puede evaluar el rendimiento del exoesqueleto, y por último se realiza un estudio del efecto del impacto en el exoesqueleto al momento en que los pies oscilantes hacen contacto con el suelo.

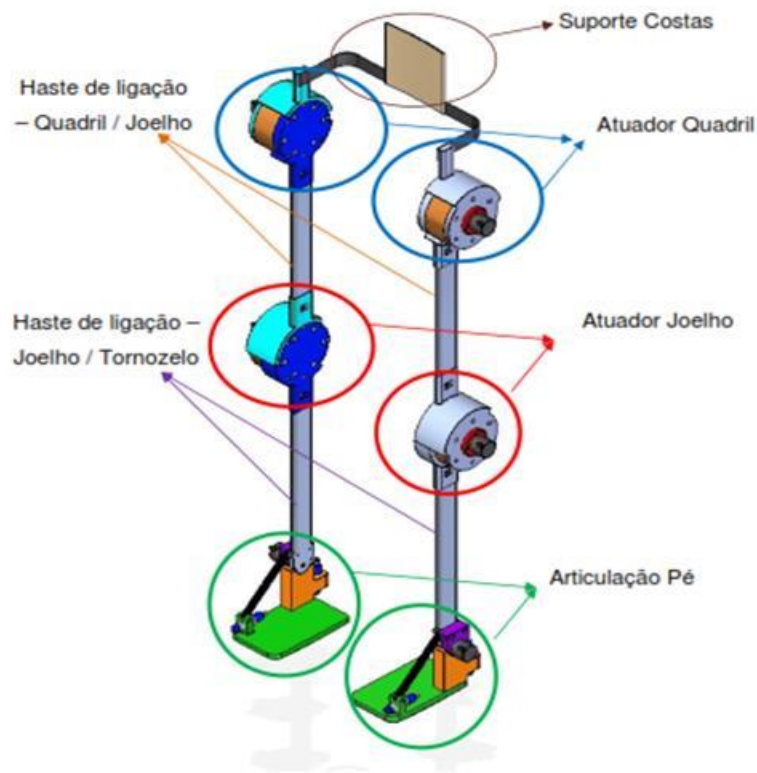
En “*Developing a Mobile Lower Limb Robotic Exoskeleton for Gait Rehabilitation*”, Zhao Guo, Haoyong Yu y Yue H. Yin,²⁰ desarrollan un nuevo exoesqueleto Robotico compacto para extremidades inferiores llamado MLLRE (mobile lower limb robotic exoskeleton), diseñado para la rehabilitación de la marcha neurológica de pacientes con trastornos y alternaciones. Describen el exoesqueleto como dos ortesis exoesqueléticas que incorpora un sistema de soporte de peso corporal activo (BWS, por sus siglas en inglés), este sistema tiene la capacidad de descargar activamente el cuerpo humano y continuar con el desplazamiento vertical del centro de masa. Este exoesqueleto implementa movimientos de extensión y flexión de las articulaciones de cadera y rodilla en el plano sagital. En conclusión, después de realizar un estudio de rendimiento del exoesqueleto, los investigadores afirman que MLLRE es un dispositivo útil, capaz de lograr que el paciente desarrolle patrones normales en la marcha.

¹⁹ ZHU, Y. C. Biomimetic Design and Biomechanical Simulation of a 15- DOF Lower Extremity Exoskeleton. International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO) (pp. 1119-1125). Shenzhen: IEEE. 2013.

²⁰ GUO, Z. F. Developing a Mobile Lower Limb Robotic Exoskeleton for Gait Rehabilitation. 5th International Conference on Intelligent Robotics and Applications (p. 6). Montreal: ASME. 2013.

Un grupo de estudiantes de la universidad politécnica de Sao Paulo en el año 2011, desarrollaron un proyecto mecánico de exoesqueleto robótico para miembro inferior con 6 grados de libertad accionado por cuatro motoredutores (cadera, y rodilla). Los motoredutores están diseñados especialmente para los exoesqueletos lo por lo cual posee una estructura especial. Los diseñadores también desarrollaron un modelo dinámico para calcular los esfuerzos solicitados en cada articulación para realizar movimientos en la marcha, subiendo escaleras e incluso al sentarse o levantarse. Además, realizan una comparación de los resultados obtenidos por el rendimiento del exoesqueleto con la información que se encuentra en la literatura.

Figura 18. Diseño final de exoesqueleto. Universidad Politécnica de Sao Paulo.



Fuente: DOS SANTOS, D. P. Projeto Mecânico de Exoesqueleto Robótico para Membros Inferiores. Sao Paulo: Universidad Politécnica de Sao Paulo. 2011

A nivel nacional esta tecnología está en sus inicios, Universidades como la Universidad del Valle, han desarrollado proyectos de diseño y construcción de exoesqueletos. EL proyecto *“Exoesqueleto para Rehabilitación Asistida de Pacientes con Pérdida Parcial o Completa del Movimiento de los Miembros Inferiores. Fase 1: Equilibrio”*, tiene como objetivo el diseño y la construcción de un exoesqueleto con articulación accionada en cadera, rodillas y con tobillo y pie de apoyo. Este exoesqueleto cuenta con una serie de sensores de ángulo para controlar las posiciones angulares de la cadera y la rodilla, también incorpora sensores de fuerza en la base para indicar las fuerzas de reacción. Los datos y señales de los sensores serán procesados por una unidad de procesamiento y un microcontrolador quien utiliza la información para calcular el movimiento deseado.

Otro proyecto que se encuentra en desarrollo es *“Marcha asistida con un exoesqueleto”*. Con este exoesqueleto se busca asistir al paciente durante la marcha con un exoesqueleto artificial del miembro inferior. La investigación incluye modelado no lineal, control y análisis de la estabilidad durante la marcha a partir de los principios dinámicos, con el fin de generar y seguir trayectorias en las articulaciones para que repliquen los parámetros normales de la marcha.

Figura 19. Exoesqueleto para asistir la marcha. Universidad del Valle.



Fuente: RAMÍREZ, J. M. Marcha Asistida con un exoesqueleto. Cali: Universidad del Valle. 2016

Otro aspecto importante en la construcción y diseño de un exoesqueleto es el sistema de control. Willington Arcos en su tesis de grado *“Control Automático de un Exoesqueleto de Marcha para Pacientes con Discapacidad Motora”* para la Universidad Nacional de Colombia, menciona que al tener el objetivo de mantener el cuerpo en equilibrio y sincronizar el movimiento de la articulación de las extremidades inferiores se requiere de la construcción de un modelo del sistema híbrido formado por el exoesqueleto unido al cuerpo del individuo. La mayoría de los sistemas de control para exoesqueletos se basan en el control de impedancia mecánica de las articulaciones de la pierna de apoyo, es decir, las articulaciones de la pierna en apoyo son bloqueadas mecánicamente mientras que la pierna en balanceo es controlada con controladores tipo SISO (single-input single-output). En el artículo *“Analysis and simulation of an exoskeleton controller that*

accommodates static and reactive loads”;²¹ se propone un sistema de control subdividido en dos partes; El primer sub-sistema, se encarga de la ejecución de control voluntario, mientras que el segundo representa al controlador del exoesqueleto, responsable de las juntas y fuerzas gravitacionales, estáticas y reactivas. La división del control humano y del exoesqueleto en energía cinética y potencial, reduce la cantidad de interferencia entre el control voluntario y el control de asistencia. Sergey González y José Ramírez en su artículo “*Design and Implementation of a control strategy for static balance of a lower limbs exoskeleton*”, (Gonzales, 2014) presentan una estrategia de control para el equilibrio estático del exoesqueleto-maniquí. Este control utiliza un control de posicionamiento angular en la articulación a partir de controladores PID lo cual permite el seguimiento de trayectorias de posición. A partir del cálculo de la desviación horizontal del centro de masa combinada del sistema, el control estático manipula las articulaciones para compensar los disturbios en la postura del exoesqueleto.

Por otro lado, aunque no es muy común se encuentran diseños de exoesqueletos no accionados por ningún motor o actuador para la generación del movimiento. Estos exoesqueletos utilizan el principio de la gravedad, es decir, se equilibra a partir del uso de la fuerza gravitacional, se localiza el centro de masa del sistema (Sujeto y exoesqueleto) y se le añade resortes al exoesqueleto, uno entre el centro de masa del sistema combinado y el centro de masa del marco fijo que representa al tronco y los demás dentro de los enlaces del exoesqueleto, para que la energía potencial del sistema sea invariable con la configuración de la pierna, Por ejemplo en el artículo “*A Gravity Balancing Passive Exoskeleton for the Human Leg*”,²² Se menciona un exoesqueleto para extremidad inferior compuesto por eslabones rígidos, articulaciones y resortes que se ajusta la geometría e inercia de la pierna

²¹ DARIUSH, B. Analysis and Simulation of an Exoskeleton Controller that Accommodates Static and Reactive Loads. International Conference on Robotics and Automation (pp. 2350-2356). Barcelona: IEEE. 2005.

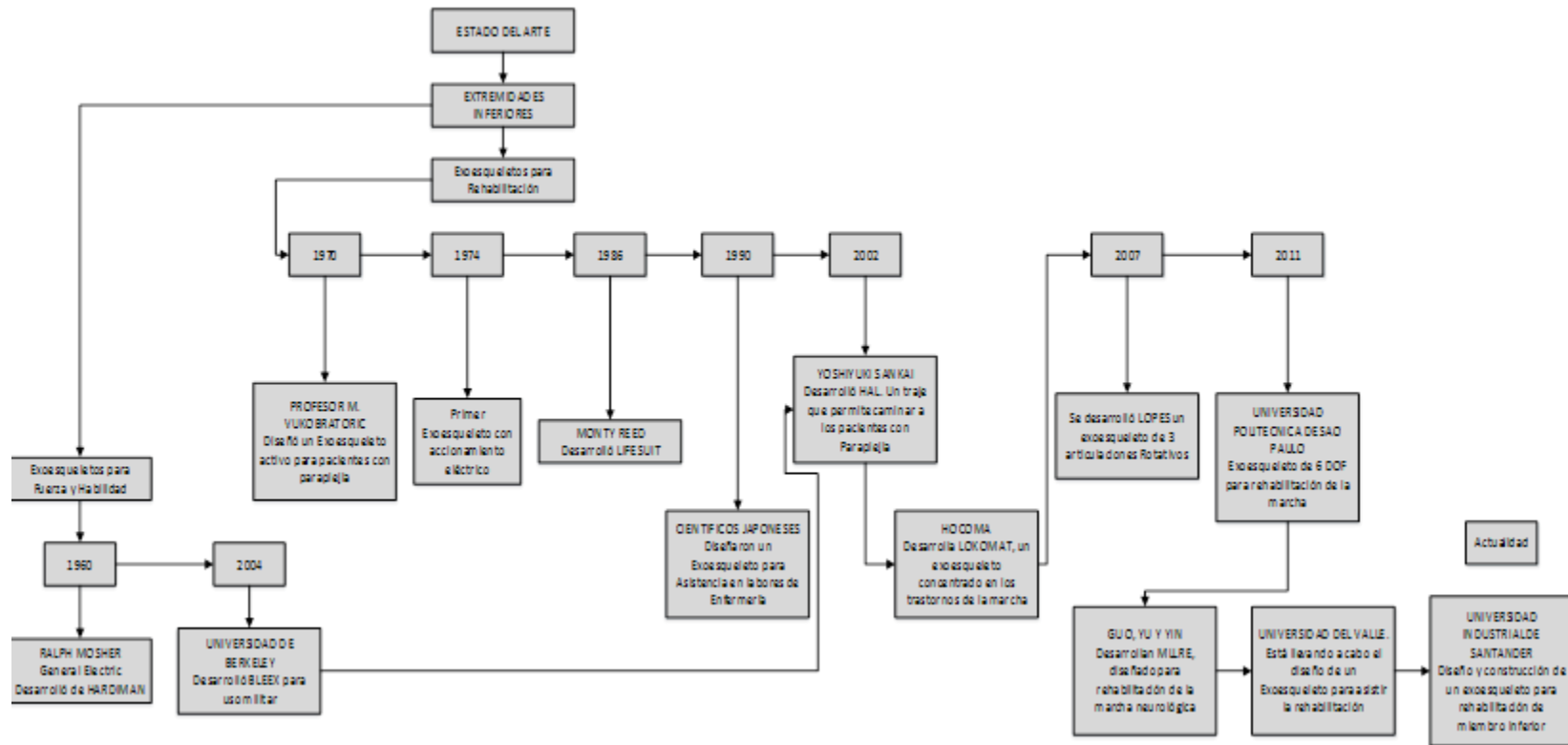
²² AGRAWAL, S. K. A Gravity Balancing Passive Exoskeleton for the Human Leg. Science and Systems. 2006.

del usuario. Este exoesqueleto utiliza el principio de equilibrio por gravedad como fue mencionado anteriormente.

Como se puede ver con la información anteriormente descrita, los exoesqueletos tienen una gama amplia de posibilidades. Es una tecnología que evoluciona con facilidad y que le permite al ser humano encontrar una solución a todos los problemas de movilidad e incluso simplemente proporciona potencia para realizar actividades que requieren de esfuerzos altos.

El siguiente mapa conceptual describe la línea de tiempo del desarrollo de los exoesqueletos de manera más concreta.

Figura 20. Mapa Conceptual del Estado del Arte



4.2 DISEÑO DEL EXOESQUELETO

En este capítulo se describe y desarrolla el proceso de diseño del prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de miembro inferior, es decir, se realiza la selección de los actuadores, el material y el diseño estructural.

El prototipo que se desarrolla tiene en cuenta los parámetros antropométricos de la población colombiana mencionados en los objetivos que encuentran basados en el estudio realizado en la Universidad de Guadalajara a cerca de las dimensiones antropométricas de la población latinoamericana²³. A partir de esos datos se diseña para una población promedio. Tales parámetros se encuentran especificados en la siguiente tabla:

Tabla 2. Dimensiones y Rangos de movimiento para la población de estudio de 40 a 60 años de edad.

Longitud Cadera- Rodilla	50- 55,3 cm
Longitud Rodilla- Tobillo	37-42,7 cm
Articulación de la Cadera	Extensión: 10°
	Flexión: 110°
Articulación de la Rodilla	Extensión: 0° (Hiperextensión: 10°)
	Flexión: 135°
Articulación del Tobillo	Platarflexión: 40°
	Dorsiflexión: 20°

Fuente: ÁVILA, R. P. Dimensiones antropométricas de Población Latinoamericana. Guadalajara: Universidad de Guadalajara. 2007.

²³ ÁVILA, R. P. Dimensiones antropométricas de Población Latinoamericana. Guadalajara: Universidad de Guadalajara. 2007.

4.3 DISEÑO CONCEPTUAL

El desarrollo de diseño de un prototipo de exoesqueleto necesariamente inicia por la definición del concepto exoesqueleto. Los exoesqueletos son artefactos o dispositivos externos al cuerpo que por lo general recubren, protegen y soportan el cuerpo. Estos dispositivos funcionan dependiendo de ciertos aspectos importantes como: el área de accionamiento, cantidad de grados de libertad y los ciclos de trabajo. En la tesis de grado *“Diseño Mecánico y Construcción de un exoesqueleto de miembros inferiores que emula la marcha humana”*,²⁴ los autores afirman que estos aspectos funcionales dependen de los desarrolladores y de la finalidad para la cual se está diseñando el exoesqueleto, es decir, por ejemplo, el área de accionamiento depende del ciclo de marcha que se desee llevar, con traslado o sin traslado, generalmente para aplicaciones médicas y de rehabilitación el ciclo de marcha no presenta traslado lo cual limita el área de accionamiento. Por otro lado, la cantidad de grados de libertad definen las variables estructurales, la cantidad de actuadores, sensores, también determina el modo de funcionamiento del exoesqueleto, lo que quiere decir que define si el exoesqueleto será activo o pasivo, rehabilitador o será usado para potencializar características funcionales. En cuanto a los ciclos de trabajo, estos se relacionan directamente a la aplicación para la cual se diseña el exoesqueleto, por ejemplo, para el caso de los exoesqueletos para rehabilitación, se diseña pensando en ciclos de trabajo cortos y discontinuos lo cual no exige mucho de las características funcionales del dispositivo, mientras que, para los exoesqueletos militares, el uso es prolongado y bajo condiciones extremas que condicionan la estructura para que resista esfuerzos mayores.

²⁴ BALLESTEROS, M. Y. *Diseño Mecánico y Construcción de un Exoesqueleto de Miembros Inferiores que Emula la Marcha*,. Bogotá: Universidad Militar Nueva Granada. 2015.

Ahora bien, teniendo en cuenta que para ese proyecto se está diseñando un exoesqueleto para ser empleado en la rehabilitación de pacientes con alteraciones de la marcha, se define las características de la siguiente forma: Para un ciclo de marcha sin traslado el área de accionamiento se reduce al punto fijo en el que se apoya el exoesqueleto. Los grados de libertad fueron definidos desde el inicio del proyecto; tres grados de libertad en el plano sagital, dispuestos en cada una de las articulaciones de la extremidad inferior. Y por último un ciclo de marcha con secuencia repetitiva durante periodos de tiempo no muy prolongados que depende de la terapia de rehabilitación que se pretenda.

Mientras se describían los aspectos que caracterizan el diseño de un exoesqueleto, se mencionaron dos tipos de exoesqueletos: Pasivo y activo. La modalidad del exoesqueleto se refiere a la forma en que se genera el primer movimiento de ruptura inercial. Los exoesqueletos funcionan a partir de impulsos que excitan el sistema para que éste entre en funcionamiento, estos impulsos pueden venir de forma eléctrica, neuronal, muscular o por un leve movimiento detectable por la unidad de control. Los exoesqueletos pasivos no requieren un impulso muscular o neuronal, funciona a partir de la activación de un botón que le indica que debe iniciar el ciclo de marcha. Contrario a estos, los exoesqueletos activos requieren de un impulso por ciclo de marcha para la generación del movimiento. En el caso de la rehabilitación, los exoesqueletos activos tienen la función de asistir el movimiento que desarrolla el paciente, es decir, requieren del paciente para completar su trabajo, mientras que los exoesqueletos pasivos, podrían cumplir completamente con su función sin ayuda del paciente, pero esto requiere de un sistema de actuadores capaz de mover el torque que se exige en esta situación. Para fines de este proyecto, se define un exoesqueleto activo, ya que la idea es asistir el proceso del ciclo de la marcha en aquellos pacientes que tienen alteraciones con un cierto grado de movilidad.

4.3.1 Factores de Diseño. Los exoesqueletos son un sistema complejo que integra una serie de características que permiten un funcionamiento óptimo. A continuación, se describen de forma esquemática los factores a considerar en el diseño de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro inferior.

Figura 21. Factores de Diseño



El factor de seguridad dentro del diseño de dispositivos que interactúan con el cuerpo humano es muy importante, y en el caso de los exoesqueletos es un factor al que debe prestarse dedicada atención puesto que pueden presentarse incidentes riesgosos para la integridad física del usuario, es por esto que dentro del diseño se debe incluir sistemas de bloqueo mecánico y/o freno programado para evitar situaciones peligrosas. Los exoesqueletos son dispositivos complejos

que tienen un diseño estructural básico y sencillo, comprendido por una serie de segmentos y junta de unión, que dependiendo del sistema de actuadores se disponen de cierta manera para que poder hacer funcionar el sistema.

Antes de iniciar con el diseño en detalle del sistema de exoesqueleto, es necesario mencionar ciertas recomendaciones y características especiales que se debe tener en cuenta en este desarrollo. Según Schiele y van der Helm, existen parámetros ergonómicos que hacen factible el diseño de un exoesqueleto, además postulan que un exoesqueleto debe ser capaz de:

- Interactuar con el espacio completo de trabajo funcional del miembro humano de interés.
- Inducir el torque exacto, la posición y las velocidades a las articulaciones humanas.
- No debe causar molestias o riesgos de seguridad para el usuario.
- Un exoesqueleto debe ser cómodo y adaptable al cuerpo humano.
- No debe tener más de 6 DOF (Grados de libertad, por sus siglas en inglés) entre dos juntas consecutivas.
- El exoesqueleto no debe copiar la cinemática de la extremidad con la que interactúa.

4.4 DISEÑO DETALLADO DEL EXOESQUELETO

Dentro de esta sección se definen los elementos constituyentes del sistema complejo del exoesqueleto basándose de criterios de selección a través de la matriz QFD (Despliegue de la Función de Calidad). Cada elemento se somete a decisión después de exponer las alternativas existentes.

4.4.1 Requerimientos y especificaciones de diseño. Partiendo de la necesidad de mejorar la calidad de vida de aquellas personas que sufren de trastornos y alteraciones de la marcha o tienen limitación de movimiento en las extremidades inferiores, surge la idea de utilizar dispositivos complejos como los exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha. Desde esta perspectiva a continuación se describe los principales requerimientos y especificación para el diseño del exoesqueleto. Es importante aclarar que este diseño es un prototipo y por lo cual una vez se encuentre en desarrollo y construcción se hará lo posible para utilizar materiales y elementos que reduzcan el costo del prototipo, pero que permitan mostrar el concepto. Los datos que se mencionan a continuación son tomados del documento *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana* de la Universidad de Guadalajara.

Tabla 3. Especificaciones y Requerimientos de Diseño

Ítem	Descripción
Torque Requerido	El dispositivo debe garantizar que pueda mover la estructura de sí mismo y cumplir con todos los rangos de movimiento.
Peso de los Componentes	Para reducir la exigencia de torque, el peso de la estructura del exoesqueleto no debe superar los 5 kilogramos.
Dimensiones	Basado en los datos antropométricos de la población colombiana, el exoesqueleto debe tener las siguientes longitudes : <ul style="list-style-type: none"> - Muslo: 50 cm - 55,3 cm - Pantorrilla: 37cm - 42,7 cm
Materiales	Para este prototipo lo ideal es el uso de materiales plásticos para la estructura, el material de los demás elementos se definirá una vez se hayan seleccionado.
Rangos de movimiento	Los ángulos de rotación de cada articulación en el plano sagital se definieron en los objetivos del proyecto y dependen de la anatomía humana. <ul style="list-style-type: none"> - Articulación de la cadera: Extensión: 30°. Flexión: 110° - Articulación de la rodilla: Extensión: 0°. Flexión: 135°.

Ítem	Descripción
	<p style="text-align: center;">- Articulación del tobillo: Plantarflexión: 40°. Dorsiflexión: 20°.</p>
Manufactura	Se requiere de un diseño sencillo que permita su fabricación sin dificultad y el proceso de ensamble sea sencillo.
Costos	El costo estimado del prototipo exoesqueleto no debe superar el valor de \$2.000.000 COP, teniendo en cuenta que lo que se pretende es probar el concepto del uso de exoesqueletos para uso de rehabilitación.

A partir de las anteriores especificaciones de diseño se inicia el proceso de diseño y selección de elementos que componen el sistema del prototipo de exoesqueleto.

4.4.2 Selección de Actuadores. Como se mencionó en el estado del arte, existen varios sistemas de actuación usados para estos dispositivos. Su uso depende de la aplicación y los requerimientos del exoesqueleto. A continuación, se hará una descripción (ventajas y desventajas) de tres tipos de actuadores normalmente empleados para aplicaciones como los exoesqueletos.²⁵

- Actuadores Hidráulicos y Neumáticos

- Los actuadores hidráulicos y neumáticos, poseen alta relación entre la potencia del actuador y su peso.
- Generalmente son usados para aplicaciones donde se pretende potencializar las capacidades humanas.
- Los actuadores neumáticos generalmente necesitan de una serie de elementos adicionales para su funcionamiento, exactamente requieren de un compresor, lo cual convierte el sistema en un sistema robusto con altos niveles de ruido.

²⁵ OLIVEROS, Eduardo; QUINTERO, Virgilio; y VELASCO, Nelson. Selección De Actuadores Y Sensores Para El Tobillo Y La Rodilla De Emi-Umng. Universidad Militar Nueva Granada. (23), Junio de 2013.

- Otra característica de los actuadores neumáticos es que tienen baja eficiencia y se hace difícil controlar su precisión.

Figura 22. Exoesqueleto de accionamiento neumático



Fuente: XUE, K. HARVARD MAGAZINE. Noviembre 23 de 2016. Conor Walsh. Disponible en: harvardmagazine.com/2014/01/wearable-robots

- **Motores Eléctricos**

- Son más eficientes durante la marcha que los cilindros hidráulicos, además reduce el volumen y peso del sistema.
- Aunque su capacidad puede compararse a la de los actuadores hidráulico y neumáticos, suelen ser utilizados para fines diferentes al de proporcionar mayor fuerza al usuario. Ideal para los exoesqueletos de uso médico y de rehabilitación.

- Teniendo en cuenta que los pares requeridos para los exoesqueletos y ortesis de las extremidades inferiores son relativamente altos y la velocidad por el contrario es baja, es difícil para ser soportado por los motores eléctricos directamente, por lo cual se usan los motores eléctricos de accionamiento por engranajes y/o accionamientos por cables.
- Este tipo de actuador mejora la apariencia del diseño del exoesqueleto además de simplificarlo.
- En cuanto los recorridos y rangos de movimiento el uso de motores eléctricos no limita el desarrollo normal de estos desplazamientos, sin embargo por esta razón se requiere de una mayor seguridad lo que implica agregar topes y frenos mecánicos.
- Los motores eléctricos suelen ser más económicos, pueden ser alimentados por corriente alterna o continua.

Figura 23. Exoesqueleto Robótico con Actuadores Eléctricos



Fuente: HERRERO, I. La Robótica avanza para mejorar la rehabilitación de discapacitados. EFE: Futuro. Diciembre 10 de 2013.

- **Actuadores Elásticos en Serie (SEA)**

- Si se compara con los actuadores no reversibles, los actuadores SEA poseen ciertas ventajas como por ejemplo posee una tolerancia al choque, menor inercia reflejada, un control de fuerza estable más preciso en entornos no restringidos y un almacenamiento de energía.
- Los SEA proporcionan muchos beneficios en el control de la fuerza de robots en entornos sin restricciones.
- Son altamente confiables en cuanto al suministro de fuerza, baja impedancia, baja fricción, y buen ancho de banda de control de fuerza.
- Son ideales para exoesqueletos de amplificación de la fuerza humana.

Figura 24. Modelo mecánico del actuador para Rodilla y Tobillo



Fuente: LÓPEZ, R. T. Desarrollo de un Exoesqueleto para Rehabilitación de Tobillo y Rodilla. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, 12. 2014.

Para seleccionar el tipo de actuador para el prototipo de exoesqueleto, se establece una serie de parámetros y a través de la matriz QFD se selecciona el sistema de accionamiento para este proyecto.

Tabla 4. Matriz QFD del Sistema de Actuadores

QFD SISTEMA DE ACCIONAMIENTO FUERTE: 9 MEDIO: 3 BAJO: 1		EFICIENCIA ENERGÉTICA		TORQUE		CONTROL		VOLUMEN Y PESO		BAJO COSTO		TOTAL
FUNCIONALIDAD	8	3	24	9	72	9	72	3	24	1	8	233
SEGURIDAD	7	1	7	3	21	9	63	3	21	1	7	143
ECONÓMICO	6	9	54	9	54	3	18	9	54	9	54	279
PESO BAJO	5	3	15	9	45	1	5	9	45	9	45	191
FÁCIL MANTENIMIENTO	4	3	12	1	4	1	4	3	12	9	36	89
CONFIABILIDAD	3	1	3	9	27	9	27	1	3	1	3	87
FÁCIL OPERACIÓN	2	1	2	1	2	9	18	3	6	1	2	47
VERSATIBILIDAD	1	1	1	3	3	3	3	3	3	1	1	23
TOTAL		118		228		210		168		156		880

Una vez evaluados los parámetros de selección se realiza la comparación las alternativas para el sistema de actuadores del prototipo con el objetivo de seleccionar aquel que a criterio de los diseñadores es el mejor. A partir de la anterior ponderación se elabora la siguiente tabla de selección:

Tabla 5. Matriz de Selección del Sistema de Actuadores

				Actuadores H/N		Motores Eléctricos		SEA	
Criterio de Evaluación		Parámetros	%	Nota	Ponderación	Nota	Ponderación	Nota	Ponderación
Eficiencia Energética	13,40909	Eficiente	1	3	40,22727	5	67,04545	5	67,04545
Torque	25,90909	Soportar altos Torques	1	5	129,5455	4	103,6364	4	103,6364
Control	23,86364	Fácil de controlar	1	4	95,45455	4	95,45455	4	95,45455
Volumen y Peso	19,09091	Liviano y poco robustos	1	2	38,18182	5	95,45455	4	76,36364
Costo	17,72727	Bajo Costo	1	3	53,18182	5	88,63636	4	70,90909
Total	100				356,5909		450,2273		413,4091

Como se puede observar en la tabla anterior, después de un proceso de selección el sistema de accionamiento que se implementará en el diseño del prototipo de este exoesqueleto para rehabilitación de miembro inferior son los actuadores o motores eléctricos debido a las ventajas que representa por encima de los demás sistemas, además de simplificar de gran manera el diseño y la estructura del exoesqueleto.

Comercialmente existe una amplia gama de motores eléctricos, sin embargo, para emplear alguno de ellos en la construcción del prototipo de exoesqueleto es necesario tener en cuenta el torque, siendo este el principal parámetro de selección de los motores. Según la dinámica de la extremidad inferior, se consideran motores eléctricos de alto torque, entre los cuales encontramos motores paso a paso que presentan una desventaja debido a su peso, el cual aumenta los requerimientos del torque. Otra opción son los motoredutores que poseen la característica de aumentar el torque a costa de la velocidad. Por último, se consideraron los servomotores de alto torque, los cuales permiten reducir significativamente el peso total de la estructura, por lo que es favorable para la finalidad del diseño. Desde ese punto de vista, se optó por desarrollar un diseño con un sistema de actuadores eléctricos. Ahora bien, por disponibilidad se emplea servomotores para el caso de la articulación de la cadera y rodilla y un motor paso a paso para el tobillo.

Después de un proceso de investigación se decide utilizar servomotores Dynamixel debido a sus características de alto torque. Debido al requerimiento de torque para cada articulación se usa una referencia distinta. En la articulación de la cadera donde se estima se encuentra el mayor torque utiliza un servomotor Dynamixel MX- 64T y para la rodilla y tobillo se hace uso de otro Dynamixel de menor torque con referencia AX-12A. A continuación, se presentan las especificaciones de cada servomotor:

- Dynamixel MX-64T

El MX-64T Dynamixel Robot servo actuador es la nueva generación del actuador Robotis Dynamixel; equipado con un 72MHz de 32 bits a bordo Cortex M3, un codificador sin contacto magnético con 4x la resolución sobre la serie / RX AX, y hasta 3mpbs utilizando el nuevo bus TTL 2.0. Cada servo tiene la capacidad de realizar un seguimiento de su velocidad, la temperatura, la posición del eje, el voltaje, y la carga. Como si esto fuera poco, el algoritmo de control PID de reciente aplicación utiliza para mantener la posición del eje se puede ajustar de forma individual para cada servo, lo que le permite controlar la velocidad y la fuerza de la respuesta del motor.

Figura 25. Servomotor Dynamixel MX- 64T



Fuente: ROBOTICS. Dynamixel MX-64T. Diciembre 10 de 2016. Robotics. Disponible en: <http://www.robotis.us/dynamixel-mx-64t/>

Tabla 6. Especificaciones Dynamixel MX-64T

Nombre del producto	MX-64T
Peso	126g
Dimensión	40.2mm x 61.1mm x 41mm
Relación de transmisión	200: 1

Nombre del producto	MX-64T		
Funcionamiento Tensión (V)	10	12	14.8
Estancar Par (Nm)	5.5	6	7.3
Puesto de corriente (A)	3.9	4.1	5.2
Velocidad sin carga (RPM)	58	63	78
Motor	Maxon Motor		
Ángulo de control mínimo	Alrededor de 0.088 grados x 4.096		
Rango de operación	Modo de actuador: 360 grados Modo de la rueda: a su vez sin fin		
Tensión de funcionamiento	10 ~ 14,8 V (tensión recomendada: 12V)		
Temperatura de funcionamiento	-5 ° C ~ 80 ° C		
señal de Mando	Paquete digital		
Protocolo	Half duplex asíncrono Comunicación en serie (de 8 bits, 1 parada, sin paridad)		
Enlace (física)	Múltiple TTL gota (margarita conector de tipo cadena)		
CARNÉ DE IDENTIDAD	254 ID (0 ~ 253)		
Velocidad de transmisión	8000bps ~ 4.5Mbps		
Funciones de retroalimentación	Posición, temperatura, carga, voltaje de entrada, corriente , etc.		
Material	Caso: Ingeniería de engranajes de plástico: Full Metal		
Sensor de posición	Sin contacto de encoder absoluto por AMS		
Defecto	ID # 1 - 57600bps		
Producto compatible	Enlace: Tabla de compatibilidad		
Dibujos	Enlace: 2D y 3D		
e-Manual	Enlace: http://support.robotis.com		

- Dynamixel AX-12^a

Figura 26. Servomotor Dynamixel AX-12A



Fuente: ROBOTICS. Dynamixel AX-12A. Diciembre 10 de 2016. Robotics. Disponible en: www.robotis.us/dynamixel-ax-12a/

Tabla 7. Especificaciones Dynamixel AX-12A

Descripción	Especificación
Peso	54.6g
Dimensión	32mm x 50mm x 40mm
Relación de transmisión	254: 1
Funcionamiento Tensión (V)	12
Estancar Par (Nm)	1.5 (12V)
Puesto de corriente (A)	1.5
Velocidad sin carga (RPM)	59 (12V)
Motor	Motor sin corazón
Ángulo de control mínimo	aproximadamente 0,29 grados x 1.024
Rango de operación	Modo de actuador: 300 grados modo de la rueda sin fin: a su vez
Tensión de funcionamiento	9 ~ 12V (tensión recomendada: 11.1 voltios)
Max. Corriente	900mA
Corriente de espera	50mA

Descripción	Especificación
Temperatura de funcionamiento	-5 ° C ~ 70 ° C
señal de Mando	Paquete digital
Protocolo	Half duplex asíncrono Comunicación en serie (de 8 bits, 1 parada, sin paridad)
Enlace (física)	TTL caída de varios niveles (tipo de cadena de margarita del conector)
CARNÉ DE IDENTIDAD	254 ID (0 ~ 253)
Velocidad de transmisión	7843bps ~ 1 Mbps
Funciones de retroalimentación	Posición, temperatura, carga, voltaje de entrada, etc.
Material	Caso: Ingeniería de engranajes de plástico: Plástico de la ingeniería
Sensor de posición	Potenciómetro
Configuración predeterminada	ID # 1 (1 Mbps)

4.4.3 Estructura. Dentro de las principales características de la estructura es importante definir el material con el cual se va a elaborar el prototipo, además se deben atender los requerimientos de seguridad basados en sistemas de freno mecánico o paradas controladas.

Dentro de las especificaciones se mencionó que el material debía ser un material liviano pero resistente teniendo en cuenta que lo importante que es mantener un peso bajo en la estructura, puesto que los motores eléctricos tienen que soportar tanto la dinámica del paciente como la del exoesqueleto, sin embargo, para este proyecto, los actuadores solo tendrán que romper la resistencia al torque de la estructura del prototipo. Generalmente las estructuras de exoesqueletos y ortesis están elaboradas en materiales como acero, aluminio, fibras de vidrio o fibras de carbono.

Para este proyecto en específico se decidió utilizar una estructura en aluminio y algunos elementos en acero teniendo en cuenta las siguientes características del material las cuales lo hacen atractivo para el objetivo del proyecto.

Tabla 8. Propiedades Mecánicas del Aluminio

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	72400	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.33	N/D
Módulo cortante	28000	N/mm ²
Densidad de masa	2800	kg/m ³
Límite de tracción	470	N/mm ²
Límite de compresión	470	N/mm ²
Límite elástico	415	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica	2.3e-005	/K
Conductividad térmica	155	W/(m·K)
Calor específico	880	J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

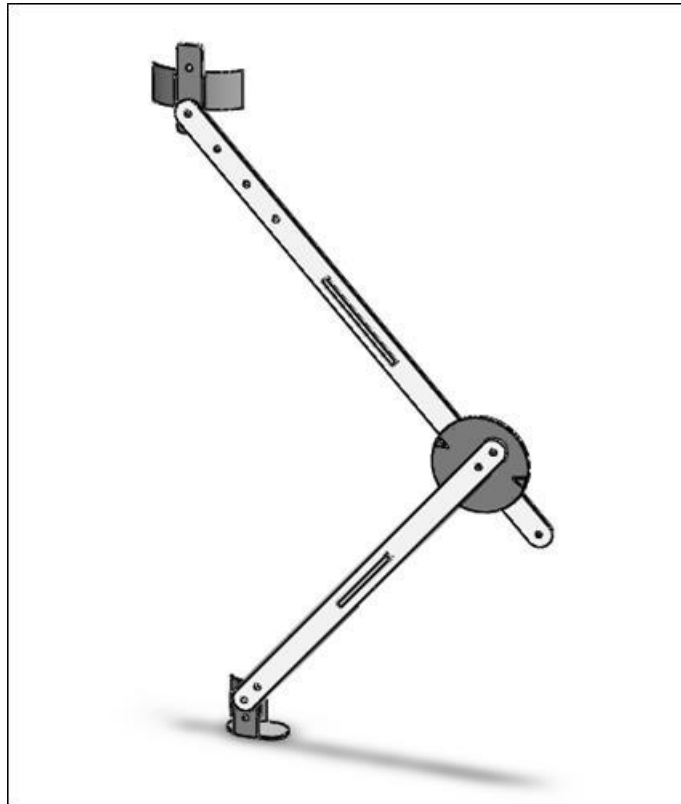
Fuente: Software Solidworks 2014.

El diseño de la estructura del prototipo de exoesqueleto consta de tres juntas o articulaciones, dos barras, una base y elementos de sujeción. Las articulaciones tienen en cuenta los rangos de movimiento, por lo cual se diseña de tal manera que se permita alcanzar los grados requeridos en cada movimiento y limitar el movimiento cuando éste esté fuera de los rangos permitidos con el uso de frenos mecánicos o barreras mecánicas.

4.4.3.1 Evolución del diseño de la estructura: A continuación, se presenta la evolución y el proceso de diseño de la estructura del prototipo de exoesqueleto, hasta llegar a diseño final. Se propusieron tres bocetos de diseño para cumplir con los requerimientos y especificaciones que se plantearon.

- **Diseño 1:** En este boceto inicial se propone una estructura sencilla, en la articulación de la rodilla se ubica un elemento que funciona como freno mecánico al limitar el rango de movimiento por medio de unos topes. El tamaño del exoesqueleto puede ser modificado dependiendo de la barra que se ubica en el muslo, y la forma de sujeción al cuerpo se haría a través de unas bandas elásticas con velcro.

Figura 27. Boceto Exoesqueleto 1.



- **Diseño 2:** Este segundo boceto es un poco más elaborado sin embargo mantiene las especificaciones iniciales, en él se incorporan los servomotores de tal forma que reduzca la cantidad de elementos estructurales. Tiene la posibilidad de variar su tamaño dividiendo las secciones del muslo y la pantorrilla en dos elementos de tal modo que pueda ajustarse su tamaño. En cuanto a la seguridad, se hace uso del control que permiten hacer los servomotores para limitar el rango de movimiento.

Figura 28. Boceto Exoesqueleto 2



- **Diseño 3:** A diferencia del anterior boceto este simplifica la estructura, elimina varios elementos lo que lo hace un diseño más sencillo y por ende más económico.

Figura 29. Boceto Final



Una vez obtenido un diseño estructural final, se procede a la elaboración de planos que serán utilizados en el proceso de construcción del prototipo. Anexo B.

4.5 ANÁLISIS DE ESFUERZOS Y DEFORMACIONES

Con el modelo CAD del exoesqueleto para miembro inferior se procede a hacer el análisis de esfuerzos y deformaciones estático con el software especializado ANSYS™ (workbench) para verificar su resistencia estructural ante el peso que debe cargar del paciente. En el software se definen las propiedades mecánicas de

cada material correspondiendo al aluminio para las barras, acero inoxidable recocido para los soportes y acero galvanizado para la tornillería.

Tabla 9. Propiedades Mecánicas del Acero inoxidable recocido.

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	207000	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.27	N/D
Límite de tracción	685	N/mm ²
Límite elástico	292	N/mm ²
Módulo tangente		N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica	1.7e-005	/K
Densidad de masa	7860	kg/m ³
Factor de endurecimiento	0.85	N/D

Fuente: Software Solidworks 2014.

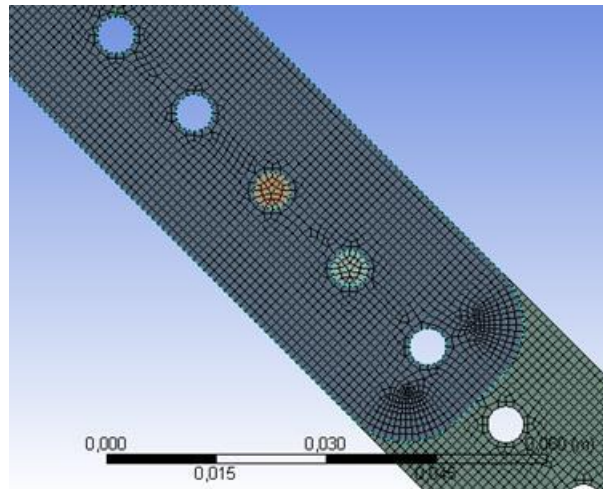
Tabla 10. Propiedades Mecánicas del Acero galvanizado.

Propiedad	Valor	Unidades
Módulo elástico	200000	N/mm ²
Coefficiente de Poisson	0.29	N/D
Módulo cortante		N/mm ²
Densidad de masa	7870	kg/m ³
Límite de tracción	356.9	N/mm ²
Límite de compresión		N/mm ²
Límite elástico	203.94	N/mm ²
Coefficiente de expansión térmica		/K
Conductividad térmica		W/(m·K)
Calor específico		J/(kg·K)
Cociente de amortiguamiento del material		N/D

Fuente: Software Solidworks 2014.

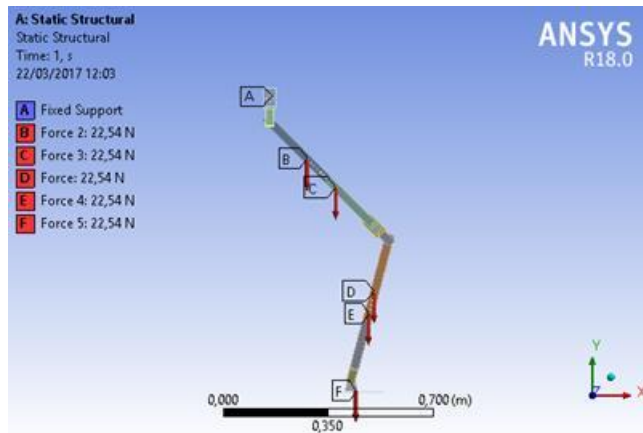
4.5.1 Mallado. Para la simulación de esfuerzos estáticos en ANSYS, se utiliza el mallado automático o adaptativo, es decir, el tamaño de la malla y el número de nodos dependen de la geometría de la pieza: si es grande la malla es robusta mientras que piezas pequeñas la malla es fina. La resolución para el tamaño del elemento es de 1 mm.

Figura 30. Mallado del exoesqueleto.



4.5.2 Aplicación de cargas y restricciones. La restricción UXUYUZ se ubica en el soporte de la cadera, pues es el punto fijo a la hora de realizar los ejercicios de rehabilitación. Por otro lado, la carga que va a recibir el exoesqueleto corresponde a la pierna del paciente, es decir el 16,1% del peso total de la persona, que para el análisis se toma el peso de un hombre de 70 kg, por lo tanto, la estructura debe resistir una carga neta de 112.7N, que son distribuidos de forma puntual en cada uno de los puntos de agarre del exoesqueleto con el cuerpo del paciente, así:

Figura 31. Cargas y restricciones sobre el exoesqueleto.



4.5.3 Resultados de la simulación. Como se puede observar en la Figura 32 el factor de seguridad mínimo es de 1,256 y se da en el acople del tobillo, mientras que en la mayor parte de la estructura el factor de seguridad está por encima de 10, indicando que el diseño es aceptable y que genera la suficiente confianza para hacer el prototipo del exoesqueleto, igualmente en la Figura 33 se observa que la deformación total de la estructura no es mayor a 9 mm por lo tanto no va a haber un cambio relevante en la geometría del exoesqueleto asegurando de este modo la comodidad al paciente.

Figura 32. Factor de seguridad del exoesqueleto sometido a carga estática.

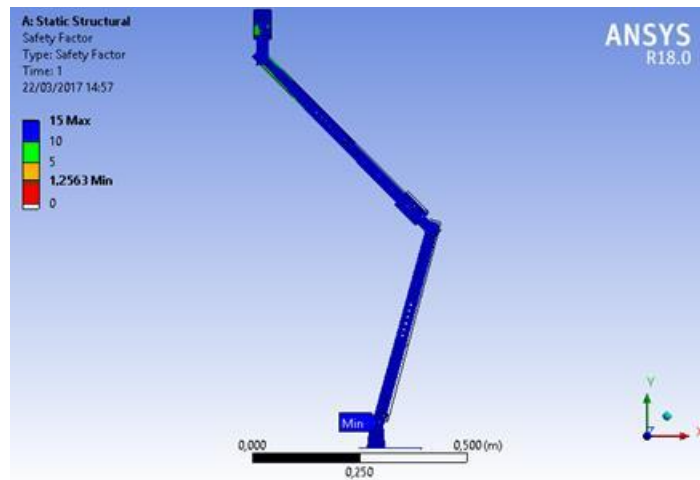


Figura 33. Deformación total del exoesqueleto sometido a carga estática.

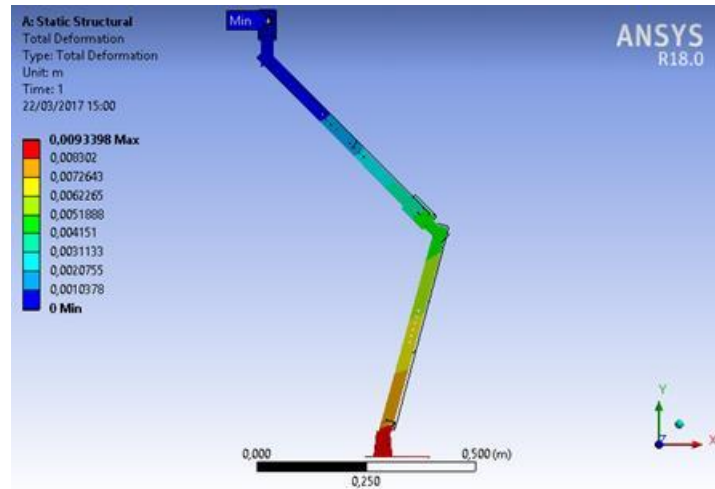


Tabla 11. Datos obtenidos del análisis estructural.

Max. Def.[mm]	Min. Factor Seguridad.	Max. Esfuerzo [MPa]
9	1,21	222,88

5. PROCESO DE CONSTRUCCIÓN DEL PROTOTIPO

En este capítulo se describe el proceso de construcción de prototipo, los procesos de manufactura, selección y compra de elementos y el ensamble final. Es importante decir que el proceso de diseño y construcción se elaboró de manera simultánea al diseño con el fin de modificar los bocetos dependiendo del desempeño que desarrollaba.

Para facilitar la descripción del proceso se hace una subdivisión en tres fases principales, La fase de selección y compra de materiales, la fase manufactura y una última fase de ensamble.

5.1 FASE DE SELECCIÓN Y COMPRA DE MATERIALES

Para la construcción del prototipo inicialmente se debe definir y listar los materiales que serán necesarios. El prototipo consta de elementos electrónicos y estructurales como se menciona a continuación.

- Servomotor Dynamixel MX-64T
- Dos Servomotores Dynamixel AX-12A
- Lamina de aluminio de 1/5 "(5 mm) x 2 m
- Ángulos de acero
- 4 Tornillos, tuercas y arandelas de 1/5 pulgadas
- 12 Tornillos de 3/25 pulgadas
- 4 Robot Cables 3P 200mm ps.
- Controlador Open CM 9.04-C
- Tarjeta Multipuerto para 6 servos Dynamixel AX/MX

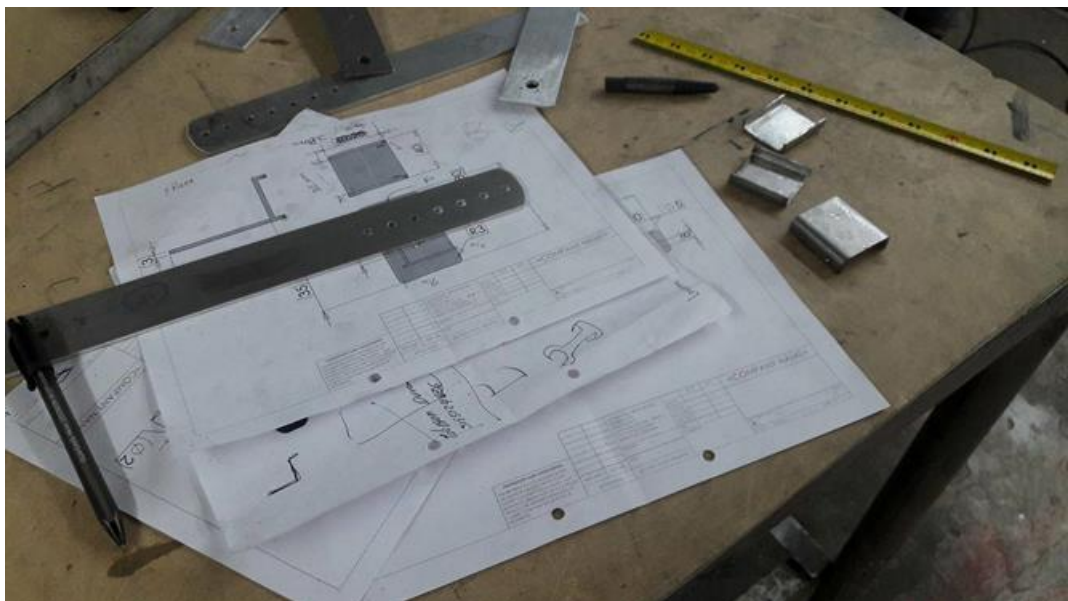
- 3 metros de cable de 3 colores distintos
- Cautín tipo lápiz, Estaño y crema para soldadura
- Cinta aislante

5.2 FASE DE MANUFACTURA

Una vez definidos los elementos constituyentes se lleva a cabo el proceso de fabricación de la estructura exoesqueletica, para esto son necesarios los planos que previamente se obtuvieron en el capítulo de diseño.

La estructura cuenta con cuatro eslabones elaborados en aluminio. Después de la compra del material se llevó al taller para ser cortado y perforado de acuerdo al diseño establecido.

Figura 34. Proceso de Manufactura de la estructura



Según fue definido el diseño se fabricaron las juntas en acero para ensamblarlos junto a los servomotores. Cada junta se diseñó teniendo en cuenta las dimensiones de los servomotores y los acoples del mismo. La decisión de elaborarlos en acero se debe a las dimensiones y las perforaciones, al intentar doblar el aluminio éste presentaba grietas.

Figura 35. Juntas para los servomotores



Teniendo en cuenta los paramentos ergonómicos que según Schiele y van der Helm deben tener un exoesqueleto, éste debe ser adaptable lo cual indica que se debe ajustar a la antropología humana, así, desde ese punto de vista se diseña la forma de ajuste y sujeción del exoesqueleto al cuerpo. Para sujetar el exoesqueleto a la cadera, muslo, pantorrilla y pie, se hace uso de un sistema de correas con velcro que permite asegurar el exoesqueleto. En la figura que se muestra a continuación se presenta el resultado final de las correas y su ubicación en el exoesqueleto. También se hace visible el uso de una suela comercial que

simula la base del pie del exoesqueleto, ésta suela de caucho de peso ligero sostiene el pie del paciente o usuario de manera cómoda.

Figura 36. Sistema de Sujeción

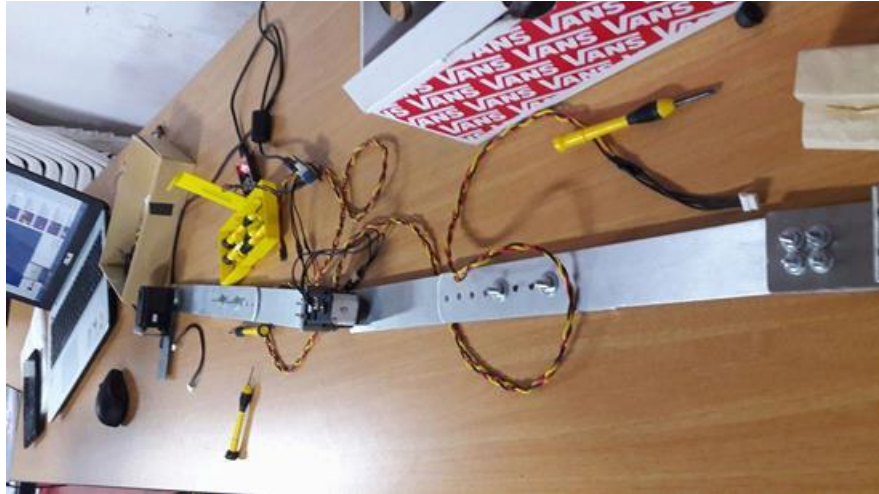


5.3 FASE DE ENSAMBLE

Después de tener todos los elementos constituyentes listos, se procedió al correspondiente ensamble de cada pieza, se ubican los servomotores y acoples en cada articulación, se aseguraron los eslabones y se ubicaron las correas de ajuste, además se recubrieron los cables de conexión para evitar inconvenientes entre ellos. En la figura 33, se presenta dos de las etapas finales, en el lado izquierdo se observan los cables sin recubrimiento, y en la imagen de la derecha

el exoesqueleto ya se encuentra con las correas de ajuste para cada parte de la pierna y pie, además se puede ver que los cables se encuentran organizados para mejor funcionamiento.

Figura 37. Ensamble de las piezas del Exoesqueleto



Durante el proceso de ensamble se realizaron varias modificaciones y adaptaciones al exoesqueleto, el resultado final buscaba que el exoesqueleto fuese estéticamente atractivo además de tener un buen funcionamiento.

Figura 38. Prototipo final de Exoesqueleto



5.4 ANÁLISIS DE COSTOS

El Análisis de costo beneficio, nos permite de forma detallada determinar qué tan productivo es el proyecto que se está emprendiendo. Dentro de este análisis se tiene en consideración todos los factores que representan un costo, pero también se establecen los beneficios que pueden resultar de esta inversión, para el caso particular de este proyecto de diseño y construcción de un exoesqueleto ese beneficio se refleja en el impacto social que generaría la implementación de esta tecnología.

A continuación, se desarrolla el análisis de costo para la identificación de los costos asociados al proyecto a través de la metodología Costo Total de Propiedad (TCO por sus siglas en inglés), esta práctica tiene en cuenta tanto los costos

directos como los indirectos y recurrentes, generalmente se utiliza para analizar y hacer más eficiente la adquisición de tecnología y los costos que incluye mantenerla. Para iniciar con el análisis lo primero que se debe hacer es identificar los rubros de costos.

5.4.1 Definición de los Rubros de Costos

Costos Directos: Este tipo de costo está relacionado directamente con el proceso de producción del exoesqueleto, desde ese punto de vista los costos directos se mencionan a continuación:

Costos Directos		
Concepto	Descripción	Valor
Estructura	Incluye la compra de materiales, elementos de fijación (tornillos, tuercas y arandelas), Base para las pruebas, y correas de sujeción.	COP 250.000=
Componentes electrónicos	Servomotores Dynamixel, Controladores, cables, fuentes. Etc.	COP 1'600.000=
Mano de obra	Se refiere al cobro por la manufactura de la estructura, soldaduras, etc.	COP 100.000=
Transportes y envíos	Remesas y envíos de elementos.	COP 45.000=
Otros Costos	Gastos varios	COP 50.000=
TOTAL COSTOS DIRECTOS		COP 2'045.000=

Costos indirectos: Se refiere a los costos que afectan el proceso de producción pero que no influyen directamente sobre el producto.

Costos Indirectos		
Concepto	Descripción	Valor
Capacitación en ANSYS	Se refiere al tiempo y dedicación destinada al aprendizaje y uso del Software.	COP 150.000=
Tiempo en Talleres	Alquiler de herramientas y elementos de taller.	COP 100.000=
TOTAL COSTOS INDIRECTOS		COP 250.000=

El costo total del proyecto se estima alrededor de los COP 2'295.000, como resultado de la suma de los costos directos e indirectos. Este valor se establece una vez construido el prototipo, sin embargo, es importante mencionar que la construcción de un prototipo más elaborado aumentaría los costos de inversión. Evidentemente el beneficio que se obtiene de esta inversión representaría una mejora en la calidad de vida de los pacientes, facilitaría el trabajo de los fisioterapeutas y permitiría ayudar al paciente en sus sesiones de terapia. Desde este punto de vista el costo total del prototipo está bien representado en el impacto social que se asocia a este proyecto.

6. MODELO DINÁMICO DEL EXOESQUELETO.

6.1 ANÁLISIS CINEMÁTICO

6.1.1 Cinemática directa. La cinemática directa se refiere a la relación entre la articulación individual del exoesqueleto y la posición y orientación de cada uno de sus segmentos. Es decir, la cinemática directa busca determinar la posición y la orientación de cada uno de los segmentos, dados los valores de ángulos de las articulaciones rotativas del exoesqueleto.²⁶

6.1.2 Cadenas cinéticas. Una cadena cinética está compuesta de un conjunto de segmentos conectados entre sí por varias juntas. Las articulaciones pueden ser muy simples, tales como una articulación revoluta (movimiento tipo bisagra) o una articulación prismática (movimiento lineal a lo largo de un solo eje, es decir, una extracción o una retracción), o pueden ser muy complejas como una articulación de rotula. La diferencia entre las dos situaciones es que, en la primera, la articulación tiene un solo grado de libertad de movimiento: el ángulo de rotación en el caso de una revoluta, y la cantidad de desplazamiento lineal en el caso de una junta prismática.²⁷

Para el caso de cadenas cinéticas se considera que todas las juntas tienen un solo grado de libertad, y aquellas juntas como la revoluta (con más de un grado de libertad) se representan como la combinación de n juntas individuales de un solo grado de libertad para una junta de n grados de libertad. Una cadena cinética tiene la siguiente convención:

²⁶ MARK W. SPONG, S. H. Robot Dynamics and Control. Segunda Edicion ed. 2004

²⁷ Ibid.

1. n juntas tendrán $n + 1$ segmentos.
2. Las juntas se cuentan desde 1 hasta n y los segmentos desde 0 hasta n empezando desde la base.
3. La junta i conecta los segmentos $i - 1$ y el segmento i .
4. La junta i esta fija respecto el segmento $i - 1$.
5. Cuando la junta i es actuada, el segmento i se mueve
6. EL marco de referencia $o_0x_0 y_0 z_0$ es el marco inercial del sistema.

Para la $i - \acute{e}sima$ junta se asocia la variable de junta como q_i . En el caso de una junta revoluta, q_i es el ángulo de rotación, y en el caso de una junta prismática, q_i es el desplazamiento, tal como se muestra en la ecuación 1.

$$q_i = \begin{cases} \theta_i : \text{junta } i \text{ revoluta} \\ d_i : \text{junta } i \text{ prismática} \end{cases} \quad (1)$$

La matriz de transformación homogéneas, ecuación 2, A_i describe la posición y orientación de $o_i x_i y_i z_i$ respecto de $o_{i-1} x_{i-1} y_{i-1} z_{i-1}$. La matriz A_i no es constante, varía según los cambios en la configuración de la cadena cinética.

$$A_i = \begin{bmatrix} n_x & o_x & p_x & r_x \\ n_y & o_y & p_y & r_y \\ n_z & o_z & p_z & r_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & r_{3 \times 1} \\ 0^T & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \text{Rotacion} & \text{Traslacion} \\ \text{Perspectiva} & \text{Factor de escala} \end{bmatrix} \quad (2)$$

La matriz de rotación $R_{3 \times 3}$ es una matriz ortogonal ($R^{-1} = R^T$) y está compuesta por los vectores unitarios n, o y p , que representan la rotación de un marco de referencia i respecto a a un marco de referencia anterior $i - 1$, y el vector de traslación $r_{3 \times 1}$ representa la traslación de un marco de referencia respecto a otro, las cuales se muestran en la ecuación 3.

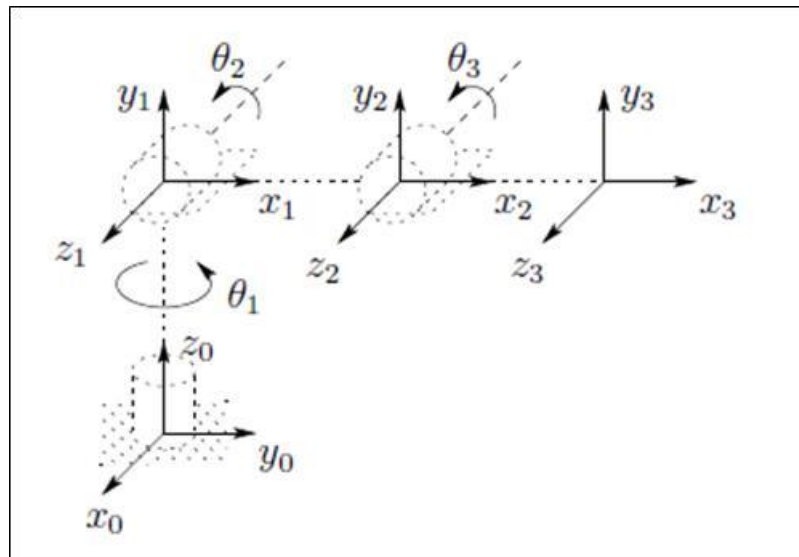
$$R = \begin{bmatrix} n_x & o_x & p_x \\ n_y & o_y & p_y \\ n_z & o_z & p_z \end{bmatrix} = [n \ o \ p] \quad r = \begin{bmatrix} r_x \\ r_y \\ r_z \end{bmatrix} \quad (3)$$

Sin embargo, la asunción que todas las juntas tienen un solo grado de libertad implica que A_i es función de una sola variable de junta q_i , $A_i = A_i(q_i)$. La matriz de transformación homogénea, mostrada en la ecuación 4, que representa la posición y orientación de un marco de referencia $o_i x_i y_i z_i$ respecto a $o_0 x_0 y_0 z_0$ es llamada matriz de transformación T_0^n , en la figura 39 se muestra a manera de ejemplo los marcos de referencia conectados a un manipulador de codo.

$$A_{i-1}^i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & a_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & a_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_0^n = A_0^1 A_1^2 \cdots A_{n-1}^n \quad (4)$$

Figura 39. Marcos de Referencia conectados a un manipulador de codo.



Fuente: MARK W. SPONG, S. H. Robot Dynamics and Control. Segunda Edición ed. 2004

6.1.3 Convención Denavit-Hartenber. La convención Denavit-Hartenber establece un algoritmo para la asignación de un sistema de coordenadas que están relacionadas a través de las transformadas de rotación $R_{3 \times 3}$ y traslación $r_{3 \times 1}$. La transformación entre sistemas de coordenadas sucesivos toma en cuenta la cinemática particular de las articulaciones del robot.²⁸

Solo se necesitan cuatro parámetros para hacer la descripción completa del sistema con el método Denavit-Hartenberg, los cuales son: La longitud del segmento a_i , el giro del segmento α_i , el offset del segmento d_i y el angulo de la junta θ_i . En la figura 40 se muestra la asignación de los parámetros D-H.

$a_i \rightarrow$ Distancia entre los ejes z_{i-1} y z_i a lo largo del eje x_i .

$d_i \rightarrow$ Distancia a lo largo del eje z_{i-1} y eje z_i .

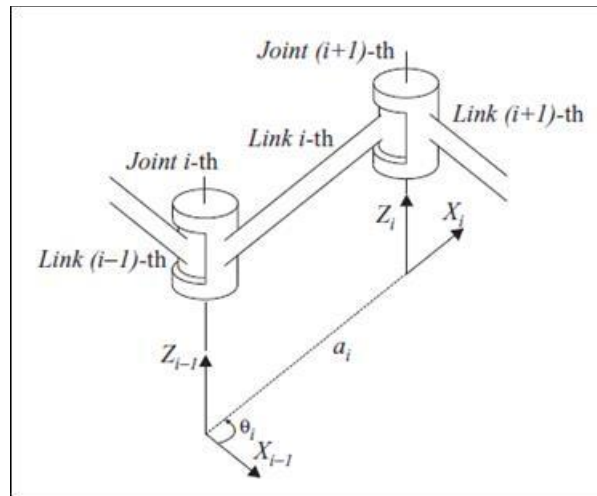
$\alpha_i \rightarrow$ Ángulo entre el eje z_{i-1} y eje z_i medido en un plano normal al eje x_i .

$\theta_i \rightarrow$ Ángulo entre el eje x_{i-1} y eje x_i medido en un plano normal al eje z_i .

En esta convención las variables de junta q_i se encuentran siempre sobre el eje z_i , es decir, el grado de libertad de cada junta se encuentra en el eje z_i .

²⁸ PONS, J. L. Wearable Robots Biomechatronic Exoskeletons . John Wiley and sons. 2008.

Figura 40. Asignación de los sistemas de coordenadas en la convención Denavit-Hartenberg y los parámetros D-H.



Fuente: PONS, J. L. Wearable Robots Biomechatronic Exoskeletons . John Wiley and sons. 2008.

6.1.4 Manipulador Jacobiano. El Jacobiano es una matriz función que representa el gradiente de un sistema de referencia respecto a otro, en el caso puntual del exoesqueleto, el Jacobiano es el gradiente del sistema de cartesiano respecto el sistema de referencia de variables de juntas, tal como se muestra en la ecuación 5.

$$J(q) = \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial q_1} & \frac{\partial x}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial x}{\partial q_n} \\ \frac{\partial y}{\partial q_1} & \frac{\partial y}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial y}{\partial q_n} \\ \frac{\partial z}{\partial q_1} & \frac{\partial z}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial z}{\partial q_n} \end{bmatrix} \quad (5)$$

Los Jacobianos tienen son importantes en la manipulación robótica pues con ellos se pueden planear y ejecutar trayectorias suaves, determinar configuraciones robóticas singulares, en la derivación de ecuaciones dinámicas de movimiento, etc.

- Calculo del Jacobiano

Las velocidades traslacionales y las velocidades angulares pueden ser descritas con los Jacobianos, con la relación mostrada en la ecuación 6.

$$\omega = J_{\omega}(q)\dot{q} \quad v = J_v(q)\dot{q} \quad (6)$$

Para las cadenas cinéticas, el Jacobiano se halla con las matrices de transformación homogéneas²⁹, dada en la ecuación 7. Por otro lado, para juntas primaticas y para juntas revolutas el jacobiano se define como se muestra en las ecuaciones 8 y 9, respectivamente.

$$J = \begin{bmatrix} J_v \\ J_{\omega i} \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$J_{vi} = a_{i-1} \quad J_{\omega i} = 0 \quad (8)$$

$$J_{vi} = p_{i-1} \times (r_n - r_{i-1}) \quad J_{\omega i} = p_{i-1} \quad (9)$$

Finalmente, el Jacobiano de una junta se halla con la combinación de las juntas anteriores a ella, como se muestra en la ecuación 10. Para el caso específico del exoesqueleto donde solo se usan juntas revolutas, el jacobiano se define en la ecuación 11.

$$J_n(q) = [J_1 \quad J_2 \quad \cdots \quad J_n] \quad (10)$$

$$J_n(q) = \begin{bmatrix} p_0 \times (r_n - r_0) & p_1 \times (r_n - r_1) & \cdots & p_{n-1} \times (r_n - r_{n-1}) \\ p_0 & p_1 & \cdots & p_{n-1} \end{bmatrix} \quad (11)$$

²⁹ MARK, SPONG, Op. Cit.

Como se puede observar, el uso de la convención Denavit-Hartenberg facilita la obtención de los Jacobianos pues solo se necesita los vectores p_i y r_i de la matriz de transformación homogénea T_0^i , y con esta convención el eje z de cada marco de referencia es siempre el eje de actuación.³⁰

6.2 ANÁLISIS DINÁMICO DEL MODELO DE EXOESQUELETO BASADO EN ECUACIONES DE LANGRANGE-EULER.

Mientras que las ecuaciones cinemáticas describen el movimiento de un manipulador robótico sin consideración de fuerzas y momentos que lo producen, las ecuaciones dinámicas explícitamente describen la relación entre fuerzas y movimiento, estas ecuaciones son importantes al considerar el diseño de un robot, como los exoesqueletos, así como la simulación y animación, y en el diseño de algoritmos de control.³¹

La dinámica directa de un manipulador robótico expresa la evolución de las coordenadas como función de las fuerzas y los momentos involucrados. La dinámica inversa, describe a las fuerzas y a los torques como función de las variables cinemáticas. Para el caso del proyecto utilizaremos la dinámica inversa en orden de saber que torques son necesarios en cada junta para realizar un movimiento determinado.

Las ecuaciones de movimiento son ecuaciones que describen el comportamiento de un sistema como función del tiempo. En robótica, se usan las formulaciones de Newton-Euler que están basadas en la descripción mecánica con funciones

³⁰ ZUTVEN, P. v. Modeling, identification and stability of humanoid robots. Eindhoven: Eindhoven University of Technology. 2009

³¹ MARK, SPONG, Op. Cit.

vectoriales, y la formulación Lagrange-Euler que se basa en ecuaciones escalares.³²

La ventaja de derivar las ecuaciones de movimiento usando la formulación de Lagrange Euler es que usa un conjunto independiente de coordenadas generalizadas q , por lo que no hay necesidad de escribir todas las posiciones y orientaciones de todos los cuerpos en el sistema.³³

- **Formulación de Lagrange-Euler**

Los sistemas mecánicos³⁴ son generalmente descritos por ecuaciones no lineales donde las mecánicas Lagrangianas y Hamiltonianas son usadas para representar el comportamiento de estos sistemas. Para un sistema mecánico con n grados de libertad con n coordenadas generalizadas q , la ecuación 12 muestra la dinámica es derivada de la mecánica clásica.

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial T}{\partial q_i} = F_i \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (12)$$

Donde $T(q, \dot{q})$ es la energía cinética del sistema y F_i es la fuerza actuando sobre el sistema. Usualmente, la fuerza F_i se descompone en fuerzas conservativas F_i^C y no conservativas F_i^{NC} , mostradas en la ecuación 13, donde las primeras son las fuerzas que pueden ser derivadas de la energía potencial $V(q)$ y las segundas son fuerzas disipativas y fuerzas externas.

$$F_i = -\frac{\partial V}{\partial q_i} + F_i^{NC} \quad i = 1, 2, \dots, n \quad (13)$$

³² PONS, Op. Cit.

³³ ZUTVEN, Op. Cit.

³⁴ BORRÁS, C. G. Estudio, Diseño y Construcción Biomecánica de un Emulador de Tobillo Articulado Para Prótesis de Miembro Inferior. XIX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica. Universitat Jaume I de Castellón. Castellón, España. 2012

Definiendo la función Lagrangiana como $L_o(q, \dot{q}) = T(q, \dot{q}) - V(q)$, se llega a la ecuación de Euler-Lagrange mostrada en la ecuación 14, y en la ecuación 15 se muestra la definición del Lagrangiano.

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L_o}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L_o}{\partial q_i} = F_i^{NC} \quad \forall i = 1, 2, \dots, n \quad (14)$$

$$L(q, \dot{q}, u) = L_o(q, \dot{q}) + \sum_{i=1}^n q_i u_i \quad (15)$$

Donde $u_i = \tau_i + d_i$, y τ_i es la variable de control de entrada del sistema y d_i es la perturbación externa. Para los casos en que el Lagrangiano L dependa directamente de u_i correspondiente a la fuerza generalizada F_i^{NC} , se obtiene la ecuación 16 que corresponde a la ecuación dinámica Euler-Lagrange modificada.

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} = 0 \quad (16)$$

Describiendo la energía cinética del sistema en función de la matriz de inercia $M(q)$, se obtiene que el Lagrangiano L como se muestra en la ecuación 17.

$$L(q, \dot{q}, u) = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} - V(q) + q^T u \quad (17)$$

Por lo tanto, la ecuación dinámica derivada del Lagrangiano está dada en la ecuación 18, donde la matriz de efectos centrífugos y de Coriolis se encuentra definida en la ecuación 19.

$$M(q)\ddot{q} + \left[\dot{M}(q) - \frac{1}{2} \frac{\partial}{\partial q} \{ \dot{q}^T M(q) \} \right] \dot{q} + \frac{\partial V(q)}{\partial q} - u = 0 \quad (18)$$

$$C(q, \dot{q}) = \dot{M}(q) - \frac{1}{2} \frac{\partial}{\partial q} \{ \dot{q}^T M(q) \} \quad (19)$$

Para calcular esta matriz $C(q, \dot{q})$ se hace uso de los símbolos de Christoffel de primera clase,³⁵ cada símbolo de Christoffel es una tripleta de tres índices, i, j, k , donde cada índice asume valores desde 1 hasta n ³⁶ según el número de coordenadas generalizadas, la forma matemática de describir los símbolos de Christoffel para halla la matriz de efectos centrífugos y de Coriolis esta descrita en la ecuación 20.

$$C_{kj} = \sum_{i=1}^n c_{ijk}(q) \dot{q}_i, \text{ donde } c_{ijk} = \frac{1}{2} \left\{ \frac{\partial m_{kj}}{\partial q_i} + \frac{\partial m_{ki}}{\partial q_j} - \frac{\partial m_{ij}}{\partial q_k} \right\} \quad (20)$$

Finalmente, se describe el vector de fuerzas gravitacionales como se muestra en la ecuación 21 como la derivada parcial de la energía potencial respecto de las variables de junta.

$$g(q) = \frac{\partial V(q)}{\partial q} \quad (21)$$

Entonces la ecuación dinámica del sistema con sin perturbaciones externas se muestra en la ecuación 22.

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \quad (22)$$

La matriz inercial $M(q)_{n \times n}$ es simétrica y definida positiva para cada $q \in R^n$ y se obtiene con los Jacobianos hallados del análisis cinemático, esta matriz esta descrita en la ecuación 23.

$$M(q) = \sum_{i=1}^n (m_i J_{vi}^T J_{vi} + J_{\omega i}^T I_i J_{\omega i}) \quad (23)$$

³⁵ MARK, SPONG, Op. Cit.

³⁶ MILLER, J. SolitaryRoad. Christoffel symbols of the first and second kind. Diciembre 3 de 2016. Disponible en: <http://www.solitaryroad.com/c331.html>

Donde m_i es la masa del segmento e I_i es el tensor de inercia, que en nuestro caso por considerar el movimiento restringido al plano sagital se reduce a la forma dada en la ecuación 24.

$$I = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} & I_{xz} \\ I_{yx} & I_{yy} & I_{yz} \\ I_{zx} & I_{zy} & I_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & I_{zz} \end{bmatrix} \quad (24)$$

Teniendo la matriz de inercia y la energía potencial se puede hallar la energía neta de todo el sistema descrita en la ecuación 25.

$$En = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} + V(q) \quad (25)$$

- Modelo en el espacio de estados de la ecuación dinámica Euler-Lagrange.

Los sistemas dinámicos tienden a ser complejos, por ello, para hacer control sobre las variables dinámicas se utiliza el modelo en espacio de estados, dado en la ecuación 26, entendiéndose como el conjunto de variables dinámicas que constituyen el menor conjunto de variables que determinan el estado del sistema dinámico³⁷. Pasando la Ecuación 22 a variables de estado:

$$\dot{x}(t) = A(t)x(t) + B(t)u(t) \quad (26)$$

Donde, $x(t)$ es el vector de variables de estado, $u(t)$ es el vector de entrada, $A(t)$ es la matriz de estado y $B(t)$ es la matriz de entrada, mostradas en la ecuación 27.

$$x(t) = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q \\ \dot{q} \end{bmatrix} \quad \rightarrow \quad \dot{x}(t) = \begin{bmatrix} \dot{x}_1 \\ \dot{x}_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q} \\ \ddot{q} \end{bmatrix} \quad (27)$$

³⁷ OGATA, K. Ingeniería de Control moderna. Madrid: Pearson Educación. 2010.

$$u(t) = [\tau - g(q)]$$

$$A(t) = \begin{bmatrix} 0 & 1 \\ 0 & -M^{-1}(q)C(q, \dot{q}) \end{bmatrix}$$

$$B(t) = \begin{bmatrix} 0 \\ M^{-1} \end{bmatrix}$$

6.3 MODELO DINÁMICO DEL EXOESQUELETO

Para simplificar el modelo dinámico del exoesqueleto en el análisis de marcha y de los ejercicios de rehabilitación se hacen los siguientes supuestos:

1. Todos los movimientos hechos por el exoesqueleto están limitados a realizarse en el plano sagital.
2. Las barras son rígidas.
3. Las juntas son ideales.
4. No se tiene en cuenta la fricción, las reacciones del suelo ni perturbaciones.
5. Cada segmento tiene una masa fija ubicada en el centro de masa.
6. La locación del centro de masa es fija en el segmento.
7. Las juntas se consideran tipo bisagra.
8. Los momentos de inercia y la masa de cada segmento permanecen constantes.
9. La longitud de cada segmento permanece constante.

- **Modelo Denavit-Hartenberg del exoesqueleto en el plano sagital**

El modelo consiste en tres grados de libertad ubicados en cada una de las articulaciones de la pierna (cadera, rodilla y tobillo) en el plano sagital, los marcos de referencia fueron dispuestos de tal forma que la flexión tanto de la cadera como la rodilla fuera el sentido positivo de los ángulos de los segmentos, de igual forma,

la dorsiflexion representa la dirección positiva de giro del tobillo. Los marcos de referencia están dispuestos de la siguiente forma:

flexion – extension Cadera, $x_0y_0z_0$

flexion – extension Rodilla, $x_1y_1z_1$

dorsiflexion – plantarflexion Tobillo, $x_2y_2z_2$

Figura 41. Notación D-H para la pierna en el plano sagital.

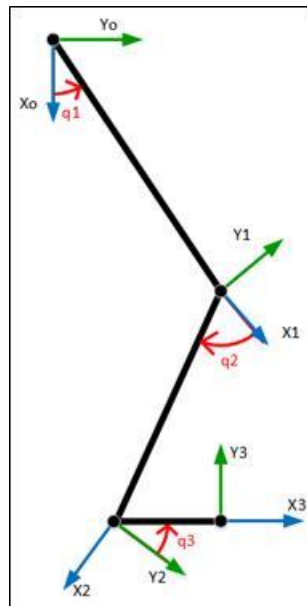


Tabla 12. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna.

Junta	Rango de Movimiento	Número	α_i	a_i	d_i	θ_i
Cadera	(-30°) extensión/flexión (+110°)	1 _(0→1)	180°	l_1	0	q_1
Rodilla	(0°) extensión/flexión (+135°)	2 _(1→2)	180°	l_2	0	q_2
Tobillo	(-40°) plantarflexion/dorsiflexion (+20°)	3 _(2→3)	0°	l_3	0	$q_3 + 90^\circ$

- **Matrices de transformación homogénea**

Matriz de transformación homogénea para el muslo.

$$A_0^1 = \begin{bmatrix} \cos q_1 & \sin q_1 & 0 & l_1 \cos q_1 \\ \sin q_1 & -\cos q_1 & 0 & l_1 \sin q_1 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (28)$$

Matriz de transformación homogénea para la pantorrilla.

$$A_1^2 = \begin{bmatrix} \cos q_2 & \sin q_2 & 0 & l_2 \cos q_2 \\ \sin q_2 & -\cos q_2 & 0 & l_2 \sin q_2 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (29)$$

Matriz de transformación homogénea para el pie.

$$A_2^3 = \begin{bmatrix} -\sin q_3 & -\cos q_3 & 0 & -l_3 \sin q_3 \\ \cos q_3 & -\sin q_3 & 0 & l_3 \cos q_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (30)$$

- **Matrices de transformación:**

Por simplicidad utilizamos la convención de subíndices para saber las variables generalizadas que se suman o se restan dentro de las funciones coseno y seno, de igual forma las funciones seno $\sin(x)$ y coseno $\cos(x)$ serán sustituidas por las letras S y C , respectivamente. Por ejemplo:

$$l_1 C q_1 + l_2 C q_{1-2} \equiv l_1 \cos q_1 + l_2 \cos(q_1 - q_2)$$

$$l_1 C q_1 + l_2 C q_{1-2} - l_3 S q_{1-2+3} \equiv l_1 \cos q_1 + l_2 \cos(q_1 - q_2) - l_3 \sin (q_1 - q_2 + q_3)$$

Se agrega la matriz de transformación T_0 que corresponde a la matriz identidad y representa la transformación de la junta $x_0y_0z_0$ respecto a ella misma, tal como se muestra en la ecuación 31.

$$T_{0/x_0y_0z_0} = I = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (31)$$

La matriz de transformación T_1 representa la traslación y rotación que ha tenido el marco de referencia $x_1y_1z_1$ respecto del marco de referencia $x_0y_0z_0$, el mismo razonamiento se aplican a T_2 y T_3 . Las matrices de transformación se dan en la ecuación 32.

$$\begin{aligned} T_1 = A_0^1 &= \begin{bmatrix} C q_1 & S q_1 & 0 & l_1 C q_1 \\ S q_1 & -C q_1 & 0 & l_1 S q_1 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ T_2 = A_0^1 A_1^2 &= \begin{bmatrix} C q_{1-2} & -S q_{1-2} & 0 & l_1 C q_1 + l_2 C q_{1-2} \\ S q_{1-2} & C q_{1-2} & 0 & l_1 S q_1 + l_2 S q_{1-2} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\ T_3 = A_0^1 A_1^2 A_2^3 &= \begin{bmatrix} -S q_{1-2+3} & -C q_{1-2+3} & 0 & l_1 C q_1 + l_2 C q_{1-2} - l_3 S q_{1-2+3} \\ C q_{1-2+3} & -S q_{1-2+3} & 0 & l_1 S q_1 - l_2 S q_{1-2} + l_3 C q_{1-2+3} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (32)$$

- Jacobiano

Jacobianos para el muslo.

$$J_{\omega_1}(q) = [p_0 \quad 0 \quad 0] = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (33)$$

$$J_{v1}(q) = [p_0 \times (r_1 - r_0) \quad 0 \quad 0] = \begin{bmatrix} -l_1 S q_1 & 0 & 0 \\ l_1 C q_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Jacobianos para la pantorrilla.

$$J_{\omega2}(q) = [p_0 \quad p_1 \quad 0] = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & -1 & 0 \end{bmatrix} \quad (34)$$

$$J_{v2}(q) = [p_0 \times (r_1 - r_0) \quad p_1 \times (r_2 - r_1) \quad 0] = \begin{bmatrix} -l_1 S q_1 - l_2 S q_{1-2} & l_2 S q_{1-2} & 0 \\ l_1 C q_1 + l_2 C q_{1-2} & -l_2 C q_{1-2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Jacobianos para el pie.

$$J_{\omega3}(q) = [p_0 \quad p_1 \quad p_2] = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & -1 & 1 \end{bmatrix}$$

$$J_{v3}(q) = [p_0 \times (r_3 - r_0) \quad p_1 \times (r_3 - r_1) \quad p_2 \times (r_3 - r_2)] \quad (35)$$

$$J_{v3}(q) = \begin{bmatrix} -l_1 S q_1 - l_2 S q_{1-2} - l_3 C q_{1-2+3} & l_3 C q_{1-2+3} + l_2 S q_{1-2} & -l_3 C q_{1-2+3} \\ l_1 C q_1 + l_2 C q_{1-2} - l_3 S q_{1-2+3} & l_3 S q_{1-2+3} - l_2 C q_{1-2} & -l_3 S q_{1-2+3} \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Como se puede observar, la última fila de todos los Jacobianos, ecuaciones 33, 34 y 35, de velocidad son vectores cero, esto quiere decir que el exoesqueleto es un manipulador redundante, es decir, estamos utilizando más coordenadas de las necesarias para describir la posición del sistema pues estamos pasando de un sistema plano-cartesiano (x, y) a un sistema de juntas (q_1, q_2, q_3) . De igual forma, el determinante de los Jacobianos es cero y, por lo tanto, no tiene inversa, lo cual conlleva a que la cinemática inversa sea más difícil de implementar pues se necesitaría buscar la matriz pseudoinversa del Jacobiano.

Los Jacobianos de las velocidades se modifican en la ecuación 36 de tal forma que los vectores de traslación r apunten a los centros de masa de los segmentos con el fin de que el tensor de inercia de cada segmento corresponda a la inercia respecto a los centros de masa de cada uno de ellos³⁸ (Mark W. Spong, 2004), por lo tanto:}

$$J_{vc1}(q) = \begin{bmatrix} -lc_1 S q_1 & 0 & 0 \\ lc_1 C q_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_{vc2}(q) = \begin{bmatrix} -l_1 S q_1 - lc_2 S q_{1-2} & lc_2 S q_{1-2} & 0 \\ l_1 C q_1 + lc_2 C q_{1-2} & -lc_2 C q_{1-2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (36)$$

$$J_{vc3}(q) = \begin{bmatrix} -l_1 S q_1 - l_2 S q_{1-2} - lc_3 C q_{1-2+3} & lc_3 C q_{1-2+3} + l_2 S q_{1-2} & -lc_3 C q_{1-2+3} \\ l_1 C q_1 + l_2 C q_{1-2} - lc_3 S q_{1-2+3} & lc_3 S q_{1-2+3} - l_2 C q_{1-2} & -lc_3 S q_{1-2+3} \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

- Matriz de inercia

La matriz de inercia, se calcula con las masas, inercias y Jacobianos de los centros de masa de cada segmento, el desarrollo de esta matriz se da en la ecuación 37 y los componentes de la misma para el exoesqueleto están escritos en la ecuación 38.

$$M(q) = (m_1 J_{vc1}^T J_{vc1} + J_{\omega 1}^T I_1 J_{\omega 1} + m_2 J_{vc2}^T J_{vc2} + J_{\omega 2}^T I_2 J_{\omega 2} + m_3 J_{vc3}^T J_{vc3} + J_{\omega 3}^T I_3 J_{\omega 3}) \quad (37)$$

Componentes de la matriz de inercia para el exoesqueleto.

$$M(1,1) = I_1 + I_2 + I_3 + l_1^2 m_2 + l_1^2 m_3 + l_2^2 m_3 + lc_1^2 m_1 + lc_2^2 m_2 + lc_3^2 m_3 \\ + 2l_1 l_2 m_3 C q_2 + 2l_1 lc_2 m_2 C q_2 - 2l_2 lc_3 m_3 S q_3 + 2l_1 lc_3 m_3 S q_{2-3}$$

³⁸ MARK, SPONG, Op. Cit.

$$\begin{aligned}
M(1,2) &= M(2,1) \\
&= -m_3 l_2^2 + 2m_3 S q_3 l_2 l c_3 - l_1 m_3 C q_2 l_2 - m_2 l c_2^2 - l_1 m_2 C q_2 l c_2 \\
&\quad - m_3 l c_3^2 - l_1 l c_3 m_3 S q_{2-3} - I_2 - I_3
\end{aligned}$$

$$M(1,3) = M(3,1) = I_3 + l c_3^2 m_3 - l_2 l c_3 m_3 S q_3 + l_1 l c_3 m_3 S q_{2-3} \quad (38)$$

$$M(2,2) = m_3 l_2^2 - 2m_3 S q_3 l_2 l c_3 + m_2 l c_2^2 + m_3 l c_3^2 + I_2 + I_3$$

$$M(2,3) = M(3,2) = -m_3 l c_3^2 + l_2 m_3 S q_3 l c_3 - I_3$$

$$M(3,3) = m_3 l c_3^2 + I_3$$

La matriz de inercia (Ecuación 38), muestra los efectos que tienen los segmentos del exoesqueleto sobre las juntas a las que se encuentran atados y sobre las que no, esto se hace visible con las ecuaciones de la matriz diagonal $M(1,1)$, $M(2,2)$, $M(3,3)$.

En $M(1,1)$ se observa que la junta de la cadera se ve afectada por todos los segmentos del exoesqueleto pues aplica el teorema de Steiner ($I_z = I_{CM} + m d^2$, donde $d = \|\bar{r}_{CM} - \bar{r}_z\|$), mientras que en $M(2,2)$ se observa que las variables relacionadas con el segmento del muslo ya no están presentes, de igual forma en $M(3,3)$ donde la única inercia que tiene que vencer la junta del tobillo es la del pie. Esto demuestra una de las desventajas de las cadenas cinéticas respecto de los manipuladores paralelos, pues las primeras juntas se ven afectas por todas las posteriores a ellas mientras que en el segundo sistema esto no sucede.

- Matriz de efectos de Coriolis y de fuerzas centrífugas

De acuerdo con la definición dada en la Ecuación 20, se hallan los componentes de la matriz de efectos de Coriolis y fuerzas centrífugas y sus componentes se dan en la ecuación 39.

Componentes de la matriz $C(q, \dot{q})$.

$$\begin{aligned}
C(1,1) &= -\dot{q}_3(l_2lc_3m_3Cq_3 + l_1lc_3m_3Cq_{2-3}) \\
&\quad - \dot{q}_2(l_1l_2m_3Sq_2 + l_1lc_2m_2Sq_2 - l_1lc_3m_3Cq_{2-3}) \\
C(1,2) &= \dot{q}_3(l_2lc_3m_3Cq_3 + l_1lc_3m_3Cq_{2-3}) \\
&\quad - \dot{q}_1(l_1l_2m_3Sq_2 + l_1lc_2m_2Sq_2 - l_1lc_3m_3Cq_{2-3}) \\
&\quad + \dot{q}_2(l_1l_2m_3Sq_2 + l_1lc_2m_2Sq_2 - l_1lc_3m_3Cq_{2-3}) \\
C(1,3) &= \dot{q}_2(l_2lc_3m_3Cq_3 + l_1lc_3m_3Cq_{2-3}) - \dot{q}_1(l_2lc_3m_3Cq_3 + l_1lc_3m_3Cq_{2-3}) \\
&\quad - \dot{q}_3(l_2lc_3m_3Cq_3 + l_1lc_3m_3Cq_{2-3}) \\
C(2,1) &= \dot{q}_1(l_1l_2m_3Sq_2 + l_1lc_2m_2Sq_2 - l_1lc_3m_3Cq_{2-3}) + l_2lc_3m_3\dot{q}_3Cq_3 \quad (39) \\
C(2,2) &= -l_2lc_3m_3\dot{q}_3Cq_3 \\
C(2,3) &= l_2lc_3m_3\dot{q}_1Cq_3 - l_2lc_3m_3\dot{q}_2Cq_3 + l_2lc_3m_3\dot{q}_3Cq_3 \\
C(3,1) &= \dot{q}_1(l_2lc_3m_3Cq_3 + l_1lc_3m_3Cq_{2-3}) - l_2lc_3m_3\dot{q}_2Cq_3 \\
C(3,2) &= l_2lc_3m_3\dot{q}_2C(q_3) - l_2lc_3m_3\dot{q}_1C(q_3) \\
C(3,3) &= 0
\end{aligned}$$

- Energía Potencial $V(q)$

La dirección de la aceleración está en el eje x correspondiente a nuestro sistema de coordenadas local $o_0x_0y_0z_0$, por lo tanto:

$$Hhip = \begin{bmatrix} l_1 + l_2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}; \text{ Es la altura a la que se encuentra la cadera sobre el piso}$$

$$gr = \begin{bmatrix} g \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}; \text{ vector gravedad en el sistema local}$$

Energía potencial del exoesqueleto.

$$V(q) = \sum_{i=1}^n gr^T m_i (Hhip - r_{ci}) \quad (40)$$

$$V(q) = gm_1(l_1 + l_2 - lc_1 C q_1) + gm_3(l_1 + l_2 + lc_3 S q_{1-2+3} - l_1 C q_1 - l_2 C q_{1-2}) \\ + gm_2(l_1 + l_2 - l_1 C q_1 - lc_2 C q_{1-2})$$

- **Vector de efectos gravitacionales**

El vector de efectos gravitacionales para el exoesqueleto está definido por la ecuación 41.

$$g(q) = \begin{bmatrix} gm_2(l_1 S q_1 + lc_2 S q_{1-2}) + gm_3(lc_3 C q_{1-2+3} + l_1 S q_1 + l_2 S q_{1-2}) + glc_1 m_1 S q_1 \\ - gm_3(lc_3 C q_{1-2+3} + l_2 S q_{1-2}) - glc_2 m_2 S q_{1-2} \\ gm_3 lc_3 C q_{1-2+3} \end{bmatrix}$$

- **Ecuaciones dinámicas del sistema**

En el modelo dinámico se asume que no hay perturbaciones ($d = 0$) por lo tanto, usando la Ecuación 22, los torques necesarios en la cadera, la rodilla y el tobillo para realizar algún movimiento con el exoesqueleto están dados por las ecuaciones 42, 43 y 44 respectivamente.

$$\begin{aligned}
\tau_{cadera} = & \ddot{q}_3(I_3 + lc_3^2 m_3 - l_2 lc_3 m_3 S q_3 + l_1 lc_3 m_3 S q_{2-3}) \\
& - \dot{q}_3(\dot{q}_1(l_2 lc_3 m_3 C q_3 + l_1 lc_3 m_3 C q_{2-3}) \\
& - \dot{q}_2(l_2 lc_3 m_3 C q_3 + l_1 lc_3 m_3 C q_{2-3}) \\
& + \dot{q}_3(l_2 lc_3 m_3 C q_3 + l_1 lc_3 m_3 C q_{2-3})) \\
& + \dot{q}_2(\dot{q}_3(l_2 lc_3 m_3 C(q_3) + l_1 lc_3 m_3 C q_{2-3}) \\
& - \dot{q}_1(l_1 l_2 m_3 S(q_2) + l_1 lc_2 m_2 S(q_2) - l_1 lc_3 m_3 C q_{2-3})) \\
& + \dot{q}_2(l_1 l_2 m_3 S(q_2) + l_1 lc_2 m_2 S(q_2) - l_1 lc_3 m_3 C q_{2-3})) \\
& - \dot{q}_1(\dot{q}_3(l_2 lc_3 m_3 C(q_3) + l_1 lc_3 m_3 C q_{2-3}) \\
& + \dot{q}_2(l_1 l_2 m_3 S(q_2) + l_1 lc_2 m_2 S(q_2) - l_1 lc_3 m_3 C q_{2-3})) \\
& - \ddot{q}_2(m_3 l_2^2 - 2m_3 S(q_3) l_2 lc_3 + l_1 m_3 C(q_2) l_2 + m_2 lc_2^2 \\
& + l_1 m_2 C(q_2) lc_2 + m_3 lc_3^2 + l_1 m_3 S q_{2-3} lc_3 + I_2 + I_3) \\
& + \ddot{q}_1(I_1 + I_2 + I_3 + l_1^2 m_2 + l_1^2 m_3 + l_2^2 m_3 + lc_1^2 m_1 + lc_2^2 m_2 + lc_3^2 m_3 \\
& + 2l_1 l_2 m_3 C(q_2) + 2l_1 lc_2 m_2 C(q_2) - 2l_2 lc_3 m_3 S(q_3) \\
& + 2l_1 lc_3 m_3 S q_{2-3}) + gm_2(l_1 S(q_1) + lc_2 S q_{1-2}) \\
& + gm_3(lc_3 C(q_1 - q_2 + q_3) + l_1 S(q_1) + l_2 S q_{1-2}) + glc_1 m_1 S(q_1)
\end{aligned} \tag{42}$$

$$\begin{aligned}
\tau_{rodilla} = & \dot{q}_1(\dot{q}_1(l_1 l_2 m_3 S q_2 + l_1 lc_2 m_2 S(q_2) - l_1 lc_3 m_3 C q_{2-3}) + l_2 lc_3 m_3 \dot{q}_3 C(q_3)) \\
& + \ddot{q}_2(m_3 l_2^2 - 2m_3 S(q_3) l_2 lc_3 + m_2 lc_2^2 + m_3 lc_3^2 + I_2 + I_3) \\
& - \ddot{q}_3(m_3 lc_3^2 - l_2 m_3 S(q_3) lc_3 + I_3) \\
& - \ddot{q}_1(m_3 l_2^2 - 2m_3 S(q_3) l_2 lc_3 + l_1 m_3 C(q_2) l_2 + m_2 lc_2^2 + l_1 m_2 C(q_2) lc_2 \\
& + m_3 lc_3^2 + l_1 m_3 S q_{2-3} lc_3 + I_2 + I_3) \\
& + \dot{q}_3(l_2 lc_3 m_3 \dot{q}_1 C(q_3) - l_2 lc_3 m_3 \dot{q}_2 C(q_3) + l_2 lc_3 m_3 \dot{q}_3 C(q_3)) \\
& - gm_3(lc_3 C q_{1-2+3} + l_2 S q_{1-2}) - glc_2 m_2 S q_{1-2} - l_2 lc_3 m_3 \dot{q}_2 \dot{q}_3 C(q_3)
\end{aligned} \tag{43}$$

$$\begin{aligned}
\tau_{tobillo} = & \ddot{q}_3(m_3 lc_3^2 + I_3) - \dot{q}_2(l_2 lc_3 m_3 \dot{q}_1 C q_3 - l_2 lc_3 m_3 \dot{q}_2 C q_3) \\
& + \ddot{q}_1(I_3 + lc_3^2 m_3 - l_2 lc_3 m_3 S q_3 + l_1 lc_3 m_3 S q_{2-3}) \\
& + \dot{q}_1(\dot{q}_1(l_2 lc_3 m_3 C q_3 + l_1 lc_3 m_3 C q_{2-3}) - l_2 lc_3 m_3 \dot{q}_2 C q_3) \\
& - \ddot{q}_2(m_3 lc_3^2 - l_2 m_3 S q_3 lc_3 + I_3) + glc_3 m_3 C q_{1-2+3}
\end{aligned} \tag{44}$$

En el vector τ se aprecia la influencia de la matriz $C(q, \dot{q})$ (Ecuación 39) ya que los términos que involucran un producto del tipo \dot{q}_i^2 son los efectos centrífugos y aquellos términos que involucren productos del tipo $\dot{q}_i \dot{q}_j$ donde $i \neq j$ son los efectos de Coriolis. Igualmente, como se expresó anteriormente, la cadera tiene que contrarrestar todos los efectos dinámicos (Inerciales, gravitacionales, de Coriolis y centrífugos) de todos los segmentos para realizar un determinado movimiento.

La validación de las ecuaciones dinámicas obtenidas se da en el Anexo 2, donde se compara la metodología usada con los resultados obtenidos del software RoboAnalyzer desarrollado en el laboratorio de Mecatrónica del departamento de Ingeniería Mecánica del IIT Delhi, Nueva Delhi, India bajo la guía del profesor S.K. Saha.

- **Energía neta del sistema:**

Con la definición dada en la ecuación 25, se halla que la energía neta del sistema exoesqueletico esta dada por la ecuación 45.

$$\begin{aligned}
E = & \dot{q}_1 \left(\left(\dot{q}_3 (I_3 + lc_3^2 m_3 - l_2 lc_3 m_3 S(q_3) + l_1 lc_3 m_3 S(q_{2-3})) \right) \left(\frac{1}{2} \right) \right. \\
& - \left(\dot{q}_2 (m_3 l_2^2 - 2m_3 S(q_3) l_2 lc_3 + l_1 m_3 C(q_2) l_2 + m_2 lc_2^2 + l_1 m_2 C(q_2) lc_2 \right. \\
& \left. \left. + m_3 lc_3^2 + l_1 m_3 S(q_{2-3}) lc_3 + I_2 + I_3 \right) \right) \left(\frac{1}{2} \right) \\
& + \left(\dot{q}_1 (I_1 + I_2 + I_3 + l_1^2 m_2 + l_1^2 m_3 + l_2^2 m_3 + lc_1^2 m_1 + lc_2^2 m_2 + lc_3^2 m_3 \right. \\
& \left. + 2l_1 l_2 m_3 C(q_2) + 2l_1 lc_2 m_2 C(q_2) - 2l_2 lc_3 m_3 S(q_3) \right. \\
& \left. + 2l_1 lc_3 m_3 S(q_{2-3})) \right) \left(\frac{1}{2} \right) \\
& + \dot{q}_3 \left(\left(\dot{q}_3 (m_3 lc_3^2 + I_3) \right) \left(\frac{1}{2} \right) \right. \\
& \left. + \left(\dot{q}_1 (I_3 + lc_3^2 m_3 - l_2 lc_3 m_3 S(q_3) + l_1 lc_3 m_3 S(q_{2-3})) \right) \left(\frac{1}{2} \right) \right. \\
& \left. - \left(\dot{q}_2 (m_3 lc_3^2 - l_2 m_3 S(q_3) lc_3 + I_3) \right) \left(\frac{1}{2} \right) \right) \quad (45) \\
& - \dot{q}_2 \left(\left(\dot{q}_3 (m_3 lc_3^2 - l_2 m_3 S(q_3) lc_3 + I_3) \right) \left(\frac{1}{2} \right) \right. \\
& \left. - \left(\dot{q}_2 (m_3 l_2^2 - 2m_3 S(q_3) l_2 lc_3 + m_2 lc_2^2 + m_3 lc_3^2 + I_2 + I_3) \right) \left(\frac{1}{2} \right) \right. \\
& \left. + \left(\dot{q}_1 (m_3 l_2^2 - 2m_3 S(q_3) l_2 lc_3 + l_1 m_3 C(q_2) l_2 + m_2 lc_2^2 + l_1 m_2 C(q_2) lc_2 \right. \right. \\
& \left. \left. + m_3 lc_3^2 + l_1 m_3 S(q_{2-3}) lc_3 + I_2 + I_3 \right) \right) \left(\frac{1}{2} \right) \right) + gm_1 (l_1 + l_2 - lc_1 C(q_1)) \\
& + gm_3 (l_1 + l_2 + lc_3 S(q_{1-2+3}) - l_1 C(q_1) - l_2 C(q_{1-2})) \\
& + gm_2 (l_1 + l_2 - l_1 C(q_1) - lc_2 C(q_{1-2}))
\end{aligned}$$

6.4 DIFERENTES POSICIONES PARA LA REHABILITACIÓN

Los ejercicios de rehabilitación que se realizan a los pacientes con dificultades motoras y/o neuronales que afecten los miembros inferiores no se limitan solamente a estar erguido, hay ejercicios que se pueden hacer sentados sobre

una silla o una camilla y hay otros ejercicios que se hacen acostados boca arriba o boca abajo, por ello se realiza un análisis dinámico a cada uno de ellos similar al que se hizo anteriormente para la posición erguida.

Sentado:

Figura 42. Notación D-H para la pierna en posición de sentado en el plano sagital.

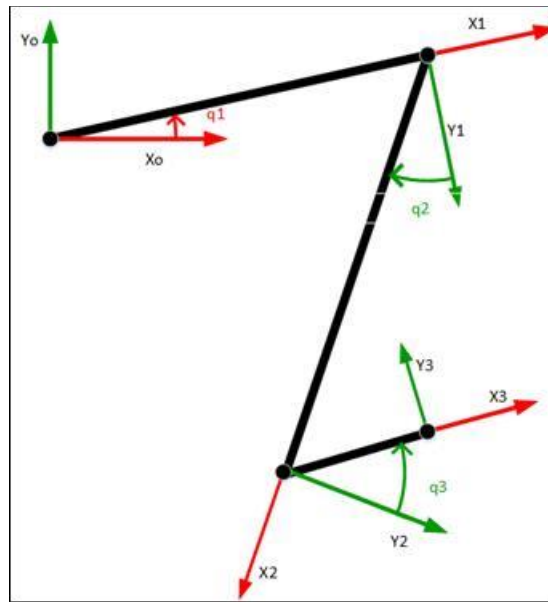


Tabla 13. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna en posición sentado

Junta	Rango de Movimiento	Número	α_i	a_i	d_i	θ_i
Cadera	(0°) extensión/flexión (+20°)	1 _(0→1)	180°	l_1	0	q_1
Rodilla	(-90°) extensión/flexión (+45°)	2 _(1→2)	180°	l_2	0	$q_2 + 90^\circ$
Tobillo	(-40°) plantarflexion/dorsiflexion (+20°)	3 _(2→3)	0°	l_3	0	$q_3 + 90^\circ$

Acostado Boca Arriba:

Figura 43. Notación D-H para la pierna en posición acostado boca arriba en el plano sagital.

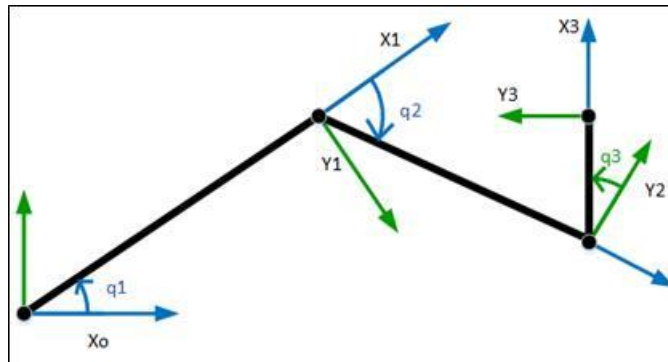


Tabla 14. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna en posición acostado boca arriba.

Junta	Rango de Movimiento	Número	α_i	a_i	d_i	θ_i
Cadera	(0°) extensión/flexión (+110°)	1 _(0→1)	180°	l_1	0	q_1
Rodilla	(0°) extensión/flexión (+110°)	2 _(1→2)	180°	l_2	0	q_2
Tobillo	(-40°) plantarflexion/dorsiflexion (+20°)	3 _(2→3)	0°	l_3	0	$q_3 + 90^\circ$

Acostado Boca Abajo:

Figura 44. Notación D-H para la pierna en posición acostado boca abajo en el plano sagital.

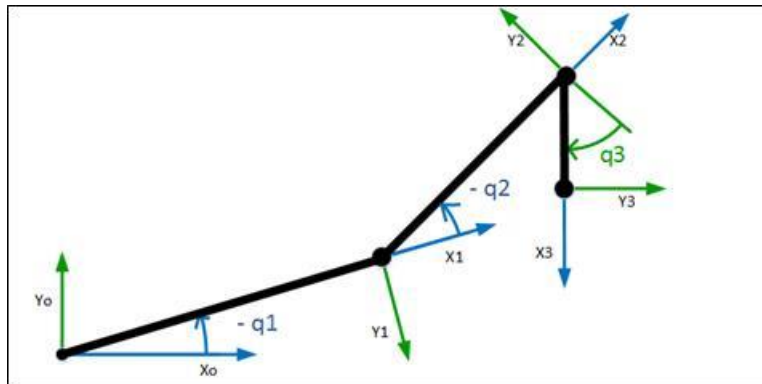


Tabla 15. Parámetros Denavit-Hartenberg para la pierna en posición acostado boca abajo.

Junta	Rango de Movimiento	Número	α_i	a_i	d_i	θ_i
Cadera	(-30°) extensión/flexión (0°)	1 _(0→1)	180°	l_1	0	q_1
Rodilla	(0°) extensión/flexión (+135°)	2 _(1→2)	180°	l_2	0	q_2
Tobillo	(-40°) plantarflexion/dorsiflexion (+20°)	3 _(2→3)	0°	l_3	0	$q_3 - 90^\circ$

- Cálculo de torques en diferentes posiciones:

Para hallar los torques se puede repetir el procedimiento hecho con el análisis dinámico para el exoesqueleto en posición erguida y obtener los torques necesarios, sin embargo, podemos usar las mismas ecuaciones dinámicas de la posición erguida pero cambiando sus coordenadas generalizadas a las correspondientes de la nueva posición y sumándole determinados grados de desfase a determinadas articulaciones de tal forma que la posición erguida sea equivalente a decir que el exoesqueleto está sentado, acostado boca arriba o boca

abajo. De esta forma, se muestra la modificación de torques según las posiciones del exoesqueleto en la ecuación 46.

$$\begin{aligned} \tau_{Sentado}(q_1, q_2, q_3, \dot{q}_1, \dot{q}_2, \dot{q}_3, \ddot{q}_1, \ddot{q}_2, \ddot{q}_3) \\ = \tau_{Erguido}(q_1 + 90^\circ, q_2 + 90^\circ, q_3, \dot{q}_1, \dot{q}_2, \dot{q}_3, \ddot{q}_1, \ddot{q}_2, \ddot{q}_3) \end{aligned} \quad (46)$$

$$\tau_{AArriba}(q_1, q_2, q_3, \dot{q}_1, \dot{q}_2, \dot{q}_3, \ddot{q}_1, \ddot{q}_2, \ddot{q}_3) = \tau_{Erguido}(q_1 + 90^\circ, q_2, q_3, \dot{q}_1, \dot{q}_2, \dot{q}_3, \ddot{q}_1, \ddot{q}_2, \ddot{q}_3)$$

$$\begin{aligned} \tau_{AAbajo}(q_1, q_2, q_3, \dot{q}_1, \dot{q}_2, \dot{q}_3, \ddot{q}_1, \ddot{q}_2, \ddot{q}_3) \\ = \tau_{erguido}(q_1 + 90^\circ, q_2, q_3 - 180^\circ, \dot{q}_1, \dot{q}_2, \dot{q}_3, \ddot{q}_1, \ddot{q}_2, \ddot{q}_3) \end{aligned}$$

6.5 SOLUCIÓN SISTEMA DINÁMICO PARA LA MARCHA

Para solucionar el sistema dinámico del exoesqueleto se necesitan datos cinemáticos, inercias, masas, centros de masas, longitudes de los componentes del exoesqueleto. Los datos cinemáticos, así como las medidas precisas de los segmentos de masa, centros de masa y momentos de la pierna humana se obtienen con tablas estadísticas basadas en la altura y peso de una persona de 1.6m de estatura y 56.7 kg de peso que se encuentran en el libro de WINTER.³⁹

³⁹ WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Cuarta ed. Waterloo: JOHN WILEY & SONS, INC. 2009

Tabla 16, Datos antropométricos de interés para la solución dinámica.

Segmento	Peso segmento/ Peso total del cuerpo	Centro de masa/ Longitud segmento (proximal)	Radio de giro/ Longitud segmento (C. de gravedad)
Muslo	0.100M	0.433	0.323
Pantorrilla	0.0465M	0.433	0.302
Pie	0.0145M	0.5	0.475

Fuente: WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Cuarta ed. Waterloo: JOHN WILEY & SONS, INC. 2009

Además de esto, se necesitan los datos de masas, centros de masa e inercias de los segmentos del exoesqueleto. Debido a la forma geométrica del exoesqueleto que se aproxima a una placa plana delgada, ecuación 47, los centros de masa se encuentran ubicados en la mitad de la longitud del segmento y la inercia estaría en función de la longitud de los lados de los segmentos:

$$I = \frac{1}{12} (a^2 + b^2)m \quad (47)$$

Para hallar el centro de masa del conjunto segmento exoesqueleto-pierna se utiliza la ecuación 48, y se hallan en dirección proximal a cada segmento.

$$r_{CM} = \frac{\sum_{i=1}^n r_i m_i}{\sum_{i=1}^n m_i} \quad (48)$$

Para hallar las inercias de los conjuntos se utiliza el teorema de Steiner con la ecuación 49.

$$I = \sum I_{CMi} + \sum m_i d_i^2 \quad (49)$$

En resumen:

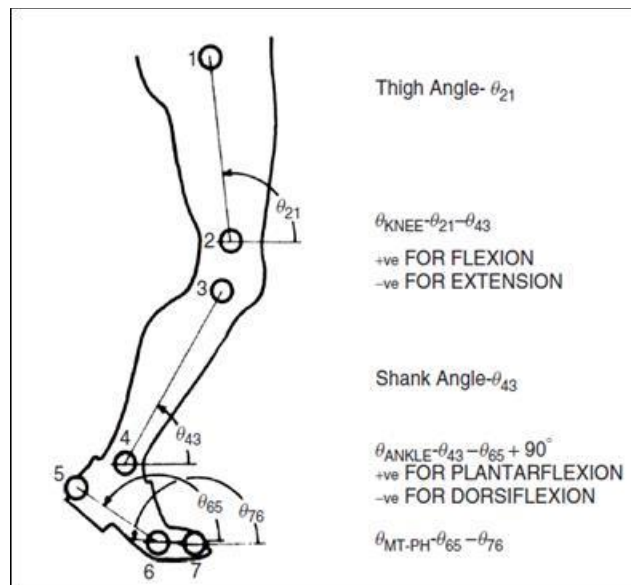
Tabla 17. Datos para la solución dinámica.

	Unidades	Pierna	Exoesqueleto	Exo+Pierna
Masa muslo (m_1)	[kg]	5.67	2.5	8.17
Masa pantorrilla (m_2)	[kg]	2.6366	2.4	5.0366
Masa pie (m_3)	[kg]	0.822	1	1.822
Longitud muslo (l_1)	[m]	0.45	0.45	0.45
Longitud pantorrilla (l_2)	[m]	0.42	0.42	0.42
Longitud pie (l_3)	[m]	0.15	0.15	0.15
Longitud CM muslo (l_1)	[m]	0.1949	0.225	0.2401
Longitud CM pantorrilla (l_2)	[m]	0.1819	0.21	0.1953
Longitud CM pie (l_3)	[m]	0.075	0.525	0.075
Inercia muslo (I_1)	[kg·m ²]	0.1198	0.0423	0.1636
Inercia pantorrilla (I_2)	[kg·m ²]	0.024	0.0354	0.078
Inercia pie (I_3)	[kg·m ²]	0.0042	0.0019	0.0061

Para los ángulos de cada uno de los miembros de la pierna se utilizaron los datos recolectado de WINTER ⁴⁰ ver Anexo C., a continuación, se muestra la ubicación de los punteros utilizados para la recolección de data, la cual fue procesada con filtros para obtener señales más limpias de los sensores utilizados.

⁴⁰ WINTER, Op. Cit.

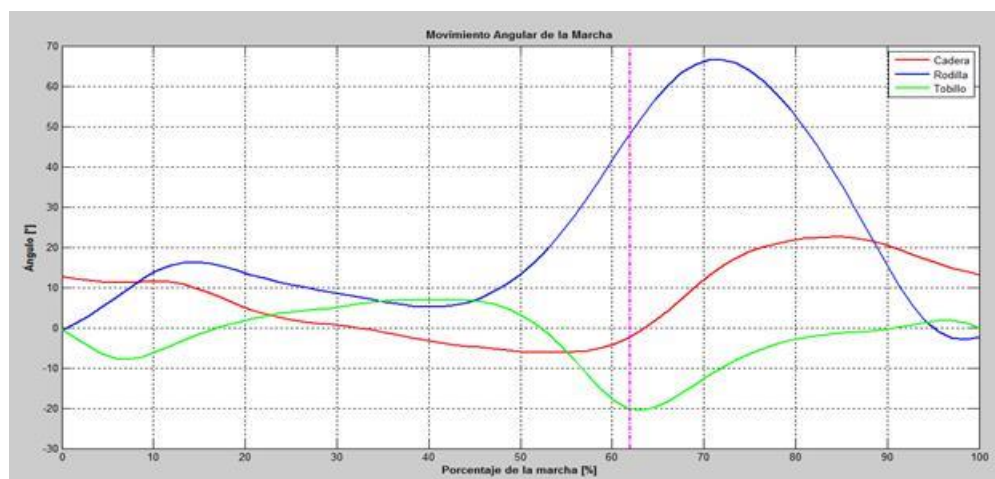
Figura 45. Ubicación de punteros y ángulos de miembros y juntas usando una convención preestablecida



Fuente: WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Cuarta ed. Waterloo: JOHN WILEY & SONS, INC. 2009

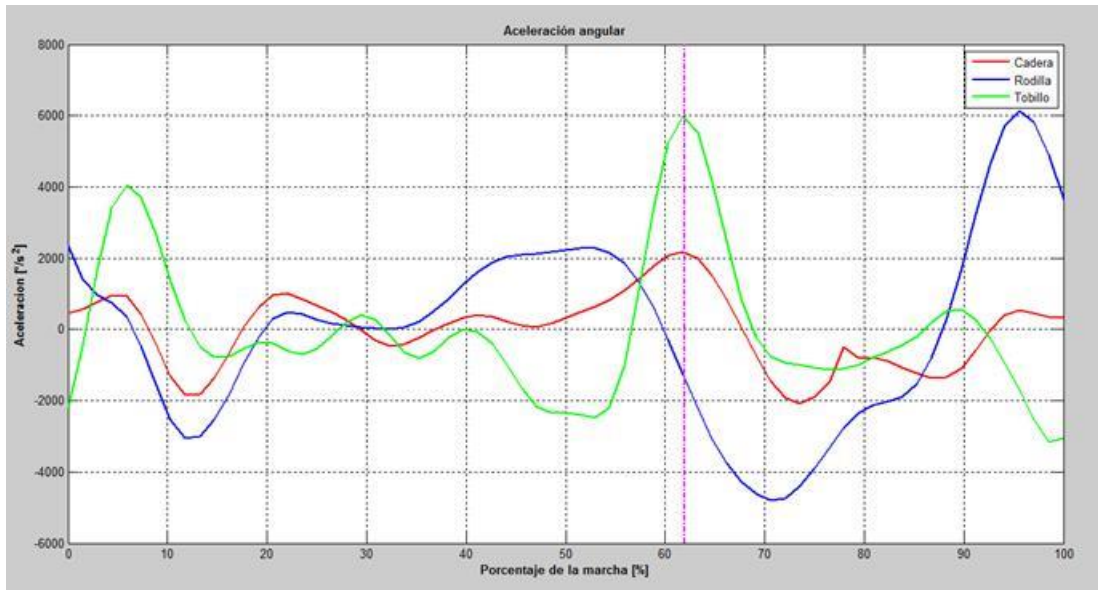
Los datos cinemáticos recolectados y filtrados se grafican a continuación:

Figura 46. Movimiento angular de la pierna durante la marcha.



Fuente: Autores basados en los datos de WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Cuarta ed. Waterloo: JOHN WILEY & SONS, INC. 2009

Figura 47. Aceleración angular de la pierna durante la marcha.

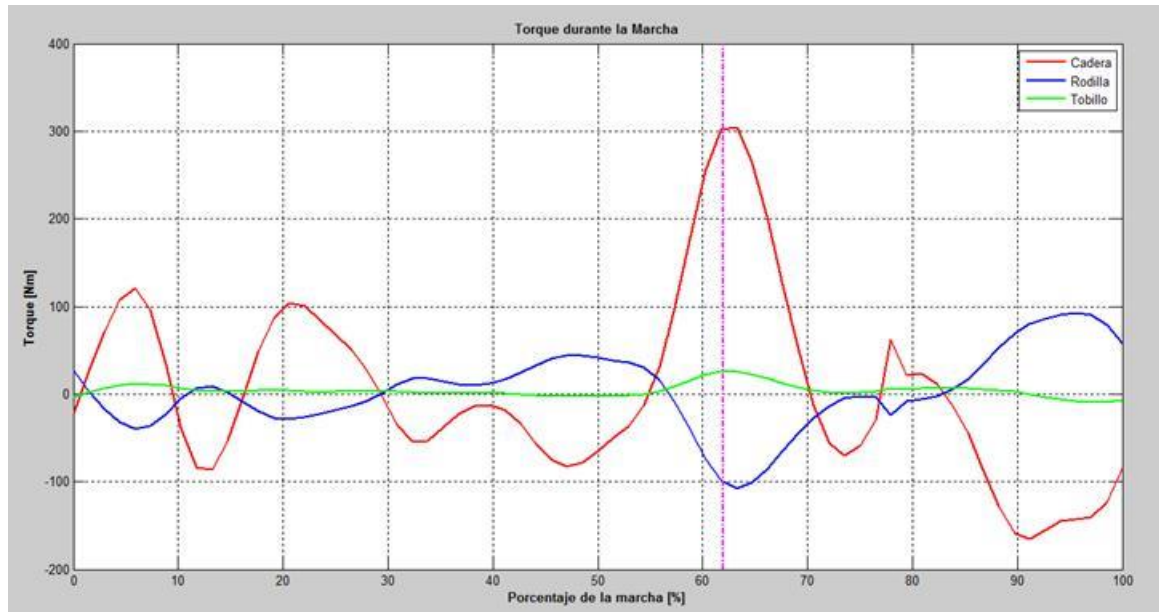


Fuente: Datos tomados a partir de WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Cuarta ed. Waterloo: JOHN WILEY & SONS, INC. 2009

Para la cadera y la rodilla el eje de las ordenadas positivo corresponde a la flexión y el negativo a la extensión, para el tobillo el eje de ordenadas positivo corresponde a la dorsiflexión y el negativo a la plantar flexión. La línea morada punteada identifica el fin de la fase de apoyo (aprox. 62%) y el inicio de la fase de balanceo.

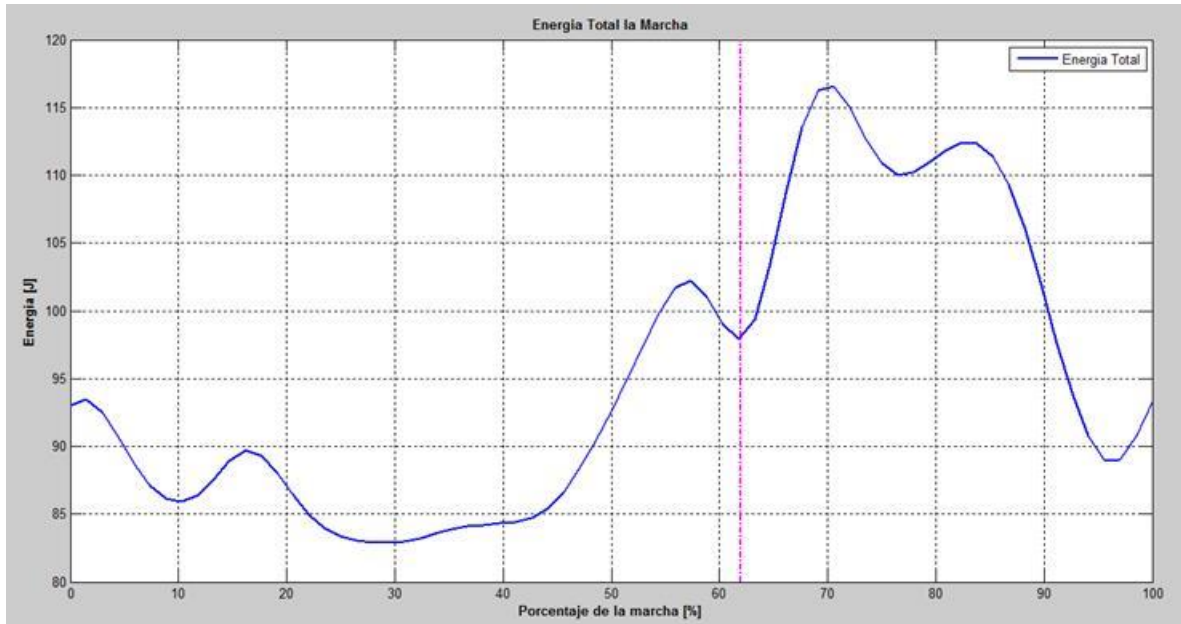
Con los anteriores datos, se obtiene los siguientes resultados en los torques netos necesarios de cada una de las articulaciones, sin reacción del suelo, para realizar los movimientos de la marcha normal:

Figura 48. Torque necesario para realizar el movimiento de marcha.



Como se puede observar, la cadera requiere poco más de 300 Nm al pasar de la fase de apoyo a la fase de balanceo pues en este punto se la cadera y el tobillo tienen sus aceleraciones angulares máximas provocando que los efectos inerciales sean mayores. A pesar de que de que el tobillo tiene altos picos de aceleración angular, se observa que el torque máximo requerido se encuentra en el orden de 25 Nm, debido a la baja inercia que tiene el pie. La rodilla presenta picos de aproximadamente 100 Nm en el comienzo y final de la fase de balanceo, debido al movimiento rápido que lleva la pantorrilla de casi 68° en flexión a 0° para iniciar la fase de apoyo con el contacto del talón con el suelo.

Figura 49. Energía Neta durante el movimiento de marcha.



Durante la marcha los mayores picos de energía se encuentran en la fase de balanceo, asimismo en la fase de apoyo el mayor pico de energía se obtiene un poco antes de que el metatarso del pie deja de tocar el suelo y tiene una pequeña caída pues en ese momento hay doble apoyo con la tierra.

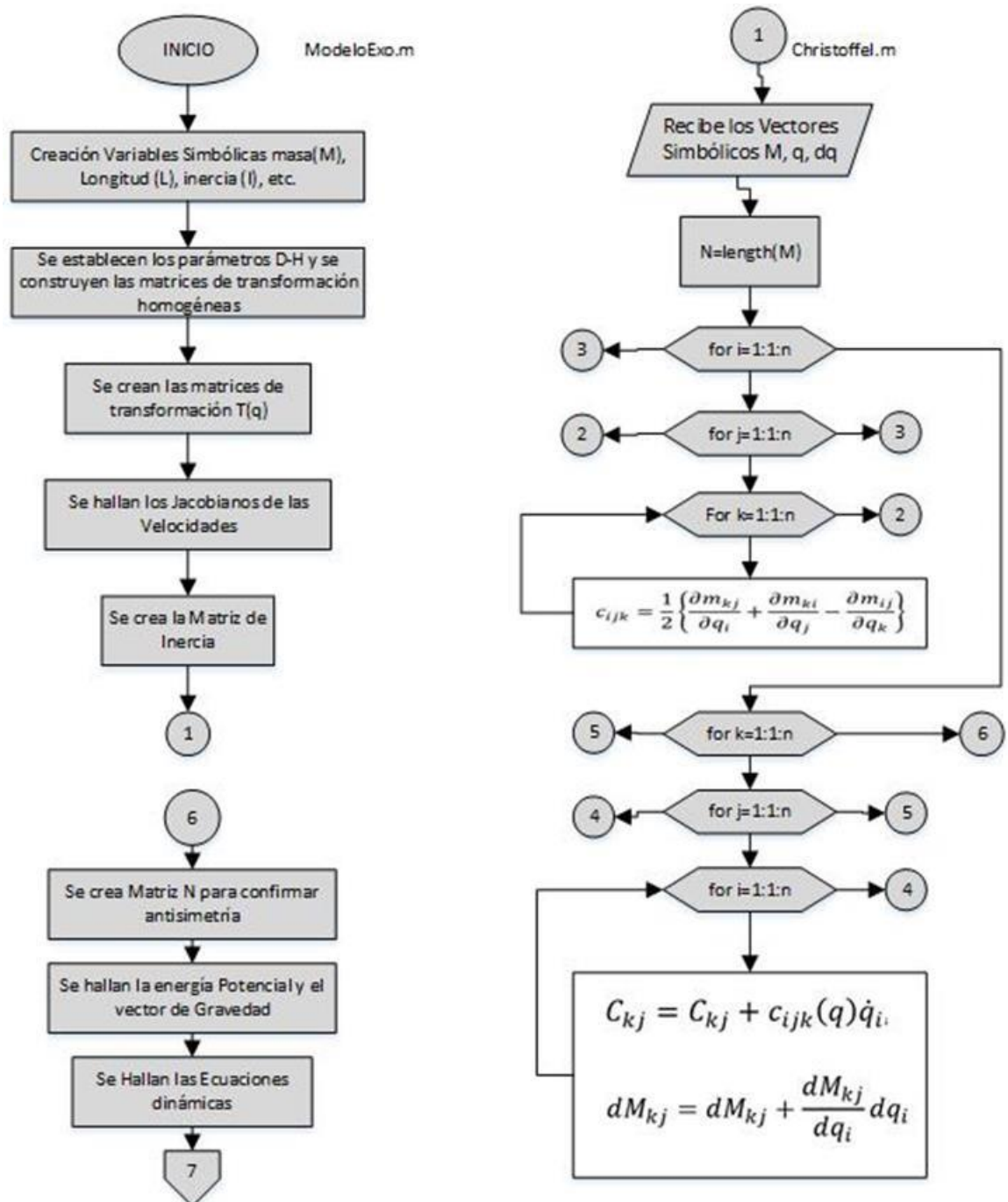
6.6 DESARROLLO DE LA SIMULACIÓN NUMÉRICA EN MATLAB

Para la realización del algoritmo del exoesqueleto se hace uso de variables simbólicas para luego sustituirlas por valores numéricos y de esta forma encontrar los torques necesarios en cada articulación para lograr el movimiento:

Primero se crea un código que devuelva las ecuaciones de los torques necesarios en cada una de las articulaciones, el proceso lógico es el siguiente:

- Se crean las variables simbólicas referentes a las coordenadas generalizadas, a las masas, longitudes, inercias, etc.
- Se establecen los parámetros de Denavit-Hartenberg para el exoesqueleto, luego se hacen las matrices de transformación homogéneas $A(q)$.
- Se crean las matrices de transformación $T(q)$ para cada una de las articulaciones.
- Se hallan los jacobianos de las velocidades.
- Se crea la matriz de inercia.
- Se halla la matriz $C(q, \dot{q})$ con una función creada para utilizar la definición de los símbolos de Christoffel de primera clase.
- En la misma función para hallar la matriz $C(q, \dot{q})$ se halla la derivada de la matriz de inercia con el fin de comprobar que: $N = \frac{dM(q)}{dq} - 2C(q, \dot{q})$ es una matriz antisimétrica, y de esta forma estar seguros que la matriz $C(q, \dot{q})$ fue hallada correctamente.
- Se establece la energía potencial del exoesqueleto y con ella se calcula el vector de gravedad $g(q)$.
- Se hallan las ecuaciones dinámicas que definen los torques necesarios en cada uno de las articulaciones.

Figura 50. Diagrama de flujo de obtención del modelo dinámico del exoesqueleto.



Para hallar los torques numéricos, se utilizan las ecuaciones dinámicas halladas anteriormente, el orden lógico es:

- Se cargan la información cinemática de la marcha, es decir, los ángulos, velocidades y aceleraciones angulares de cada una de las articulaciones.
- Se substituyen las variables simbólicas por los datos antropométricos de la persona más los datos del exoesqueleto.
- Dentro de un ciclo 'for' se van reemplazando las variables simbólicas de ángulos, velocidades y aceleraciones angulares por los datos correspondientes a cada variable.
- Finalmente se dan lectura a los torques necesarios para realizar los movimientos.

Figura 51. Diagrama de flujo para el cálculo de Torque



7. DESARROLLO DE LA INTERFAZ GRAFICA EN MATLAB

Pensando en la comodidad y facilidad de uso para programar los movimientos del exoesqueleto a criterio del fisioterapeuta, para la verificación de la trayectoria planeada y para la realización del movimiento con el exoesqueleto se opta por crear una interfaz gráfica que consta de tres partes:

7.1 CÁLCULO DE LA REHABILITACIÓN

Para utilizar la interfaz (Figura 50) se debe compilar el archivo 'GUIExosV2.m', el diagrama de flujo utilizado para este código se puede observar en la Figura 49, que busca calcular numéricamente los ángulos de las trayectorias correspondientes a los diferentes ejercicios que el fisioterapeuta considere necesarios efectuar en el paciente con lesiones musculares y nerviosas que afecten los miembros inferiores. Las características de la interfaz son las siguientes:

1. Genera las trayectorias cinemáticas (Desplazamiento, velocidad y aceleraciones angulares) que debe seguir el paciente con ayuda del exoesqueleto con datos de entrada como el rango de movimiento, el número de repeticiones del ejercicio, la velocidad de cada parte de la pierna, el margen de desaceleración con la que cada barra del exoesqueleto se desacelera a medida que se aproxima a las posiciones extremas y de esta forma se asegura un cambio de sentido de giro suave para el paciente, las barras pueden estar fijas a un determinado ángulo.

2. La interfaz tiene la opción de escoger las posiciones (parado, sentado, acostado boca arriba y acostado boca abajo) en que los ejercicios se pueden hacer, por cada posición hay un rango de movimientos permisibles que se pueden consultar dando clic en el botón 'Ver Rangos de Movimiento', también se activan mensajes de precaución para cambiar los datos si algunos de estos están por fuera de dicho rango.

Figura 52. Diagrama de flujo 'Calculo de la Rehabilitación'.

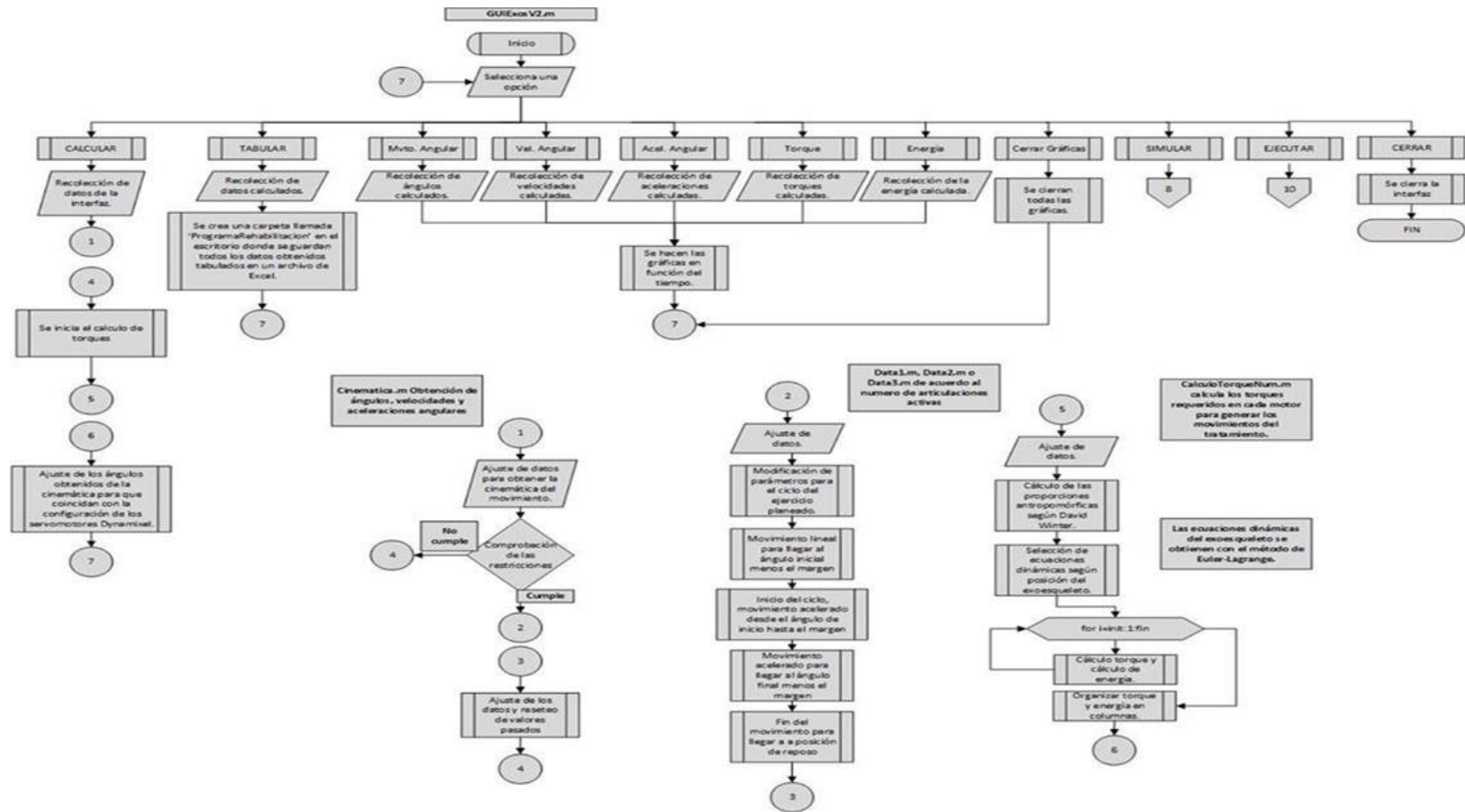


Figura 53. Primer pantalla de la interfaz gráfica.

Cálculo de Rehabilitación

Universidad Industrial de Santander

Simulación Numerica de Exoesqueleto para Miembro Inferior
-- Universidad Industrial de Santander --
Lorena Patricia Osorio Rueda
Oscar Alexis Mendoza Mendoza
Director: Ing. Carlos Borrás Pinilla

CERRAR
SIMULAR
EJECUTAR

Datos del paciente

Nombre: Pedro Linares
Edad: 30 años.
Peso [kg]: 75
Estatura [m]: 1.75

Datos del exoesqueleto

Longitud Muslo [m]: 0.55
Longitud Pantorrilla [m]: 0.4
Longitud Pie [m]: 0.15
Porcentaje de Asistencia [%]: 60

Tratamiento

Posición: Erguido Sentado
 Acostado Boca Arriba
 Acostado Boca Abajo

No. de ciclos: 3

Ver Rangos de Movimiento

Rango de Movimiento

Cadera

Ángulo Inicial [°]: -20
Ángulo Final [°]: 100
Vel. Angular [°/s]: 60
Margen Acel. [°]: 10
 Activo Fijo
Áng. Fijo [°]: 15

Rodilla

Ángulo Inicial [°]: 130
Ángulo Final [°]: 0
Vel. Angular [°/s]: 60
Margen Acel. [°]: 10
 Activo Fijo
Áng. Fijo [°]: 90

Tobillo

Ángulo Inicial [°]: 20
Ángulo Final [°]: -20
Vel. Angular [°/s]: 40
Margen Acel. [°]: 5
 Activo Fijo
Áng. Fijo [°]: 5

CALCULAR **TABULAR**

Graficar

3. Genera gráficas con las que se puede visualizar las variables cinemáticas, los torques de cada una de las juntas, de igual forma se consulta la energía necesaria en el exoesqueleto, permitiendo hacer una comparación de cómo se mueven y en qué condiciones cada una de las barras del exoesqueleto.
4. Genera tablas en Excel donde se pueda hacer un estudio detallado de la evolución de las variables cinéticas de las juntas del conjunto exoesqueleto y paciente, estas tablas se guardan automáticamente en la carpeta que tiene el nombre del paciente y se encuentra en la carpeta general 'ProgramaRehabilitacion' que se crea en el escritorio de su pc (solo para sistemas operativos Microsoft Windows) y se encuentran enumeradas según el ejercicio del paciente.

7.2 SIMULACIÓN DE LA REHABILITACIÓN

Para hacer la simulación se da clic sobre el botón 'SIMULAR' después de haber calculado las trayectorias en la pantalla de 'Calculo de Rehabilitación' para que aparezca la pantalla de la Figura 51 y cuyo diagrama de flujo se encuentra en la Figura 52. Las características de esta pantalla son:

1. La interfaz realiza la simulación gráfica del movimiento planeado por el fisioterapeuta, casi en tiempo real pues tarda un poco más del tiempo planeado debido a las demoras que se dan en la compilación del código, con el fin de verificar visualmente el ejercicio que realizara el paciente con ayuda del exoesqueleto.

Figura 54. Segunda pantalla de la interfaz gráfica.

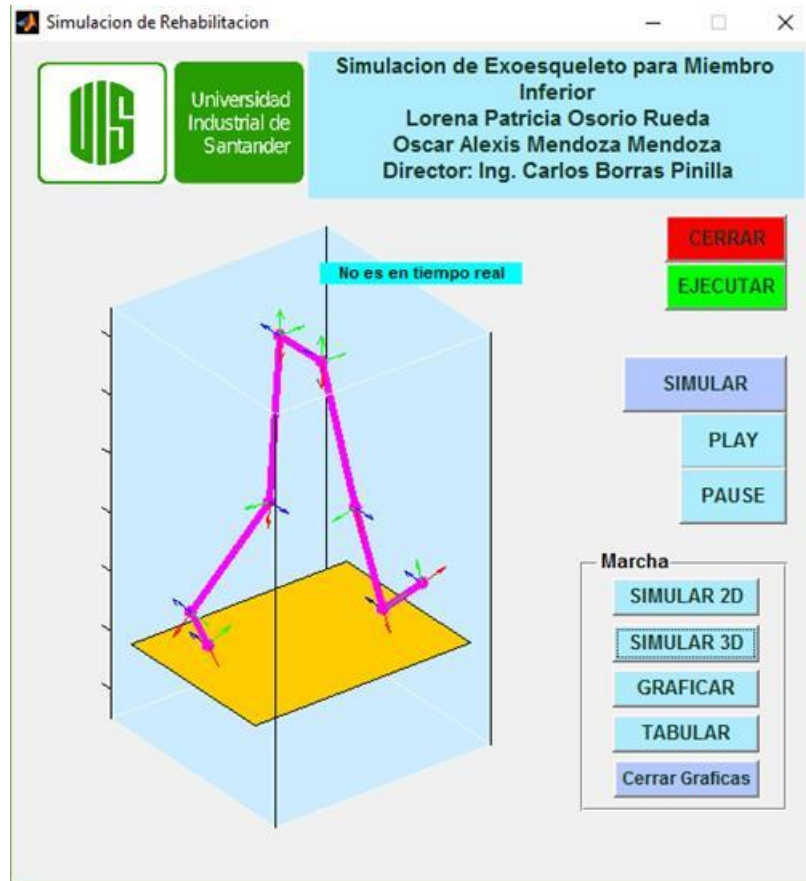
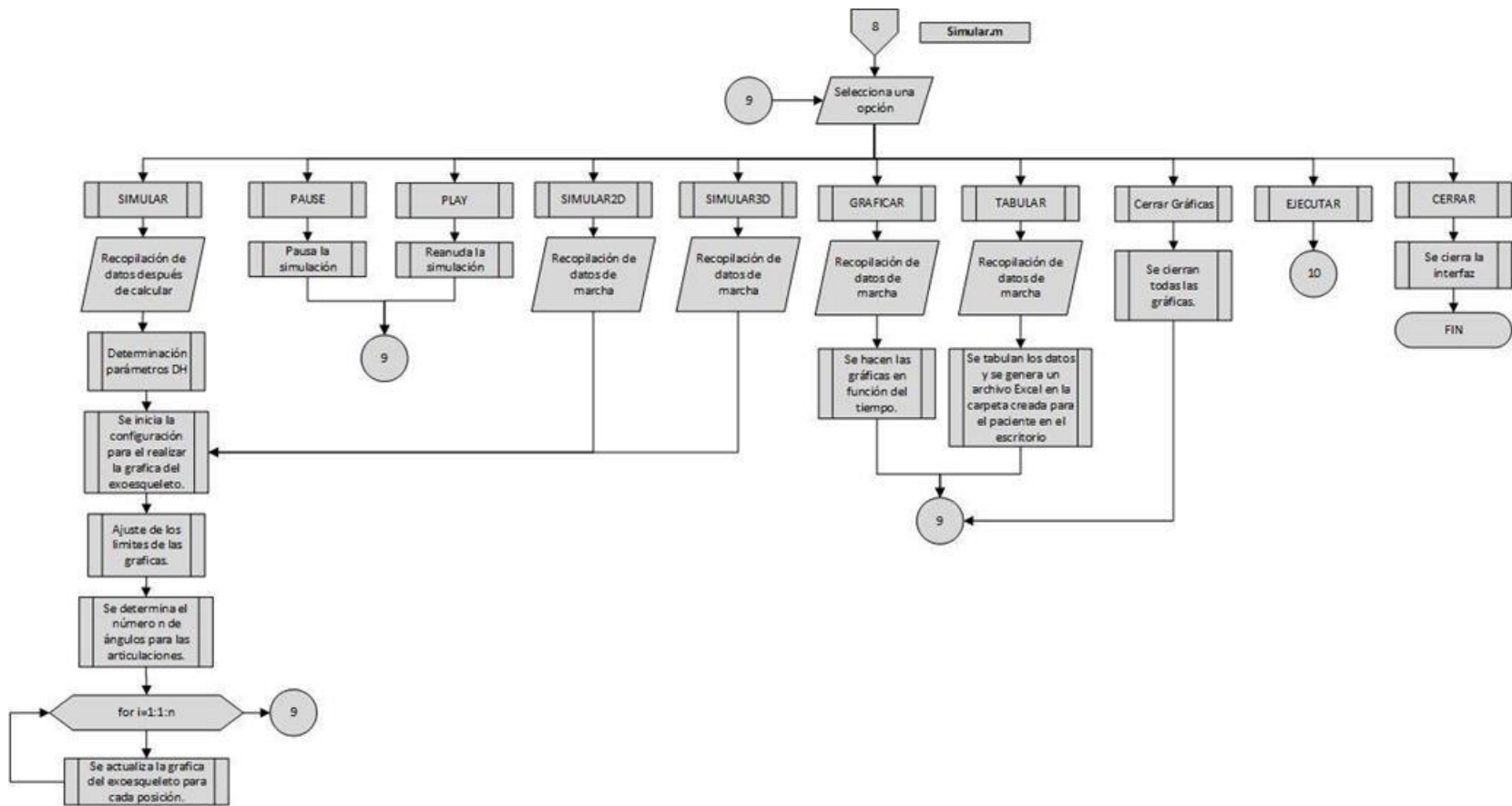


Figura 55. Diagrama de flujo 'Simulación de la Rehabilitación'.

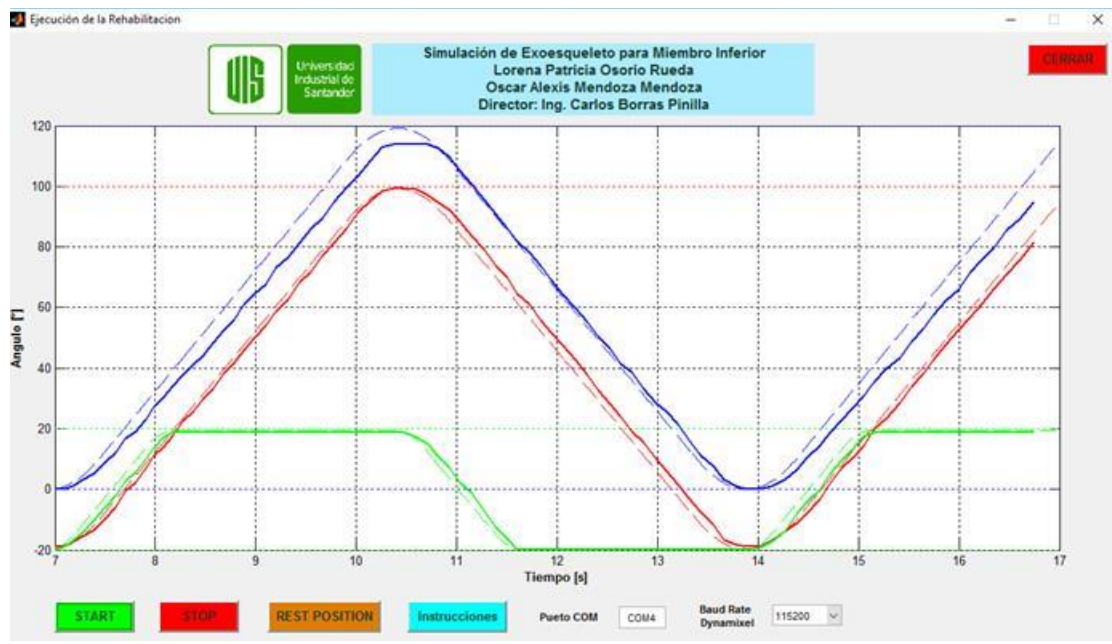


2. La interfaz tiene una sección de 'Marcha' que genera tablas y gráficas, y realiza la simulación en 2D y 3D para un ciclo de marcha normal, con datos obtenidos del libro BIOMECHANICS AND MOTOR CONTROL OF HUMAN MOVEMENT de David Winter, Cuarta edición. De igual forma, las tablas se guardan en la carpeta donde está la información del paciente.

7.3 EJECUCIÓN DE LA REHABILITACIÓN

Para realizar la ejecución de la rehabilitación con el exoesqueleto se da clic sobre el botón 'EJECUTAR' en cualquiera de las dos primeras pantallas, y aparece la pantalla de la Figura 53, el diagrama de flujo de esta interfaz se detalla en la Figura 54.

Figura 56. Tercera pantalla de la interfaz gráfica.



Para poder hacer uso de esta interfaz se debe conectar el controlador OpenCM9.04 de ROBOTIS con los servomotores Dynamixel y el computador, después se debe revisar el puerto COM que el computador le da asigna al controlador y ponerlo en la interfaz, de esta manera se puede generar comunicación entre el exoesqueleto y el computador. La lista de selección 'Baud Rate Dynamixel' le da a la interfaz los baudios a los que están configurados los servomotores. Para dar inicio con la ejecución del ejercicio generado por el fisioterapeuta se da clic en el botón 'Start', la gráfica muestra los ángulos reales de cada una de las tres articulaciones y muestra la trayectoria ideal punteada que deberían seguir los servomotores. Después de finalizar la ejecución, se da clic en el botón 'Rest Position' para que el exoesqueleto regrese a la posición de descanso. El botón 'Stop' es para detener el exoesqueleto y darles la orden a los servomotores de no generar torque en caso de algún imprevisto.

7.4 CÓDIGOS USADOS DE OTROS AUTORES.

Para la realización del algoritmo del exoesqueleto se hace uso de dos códigos libres:

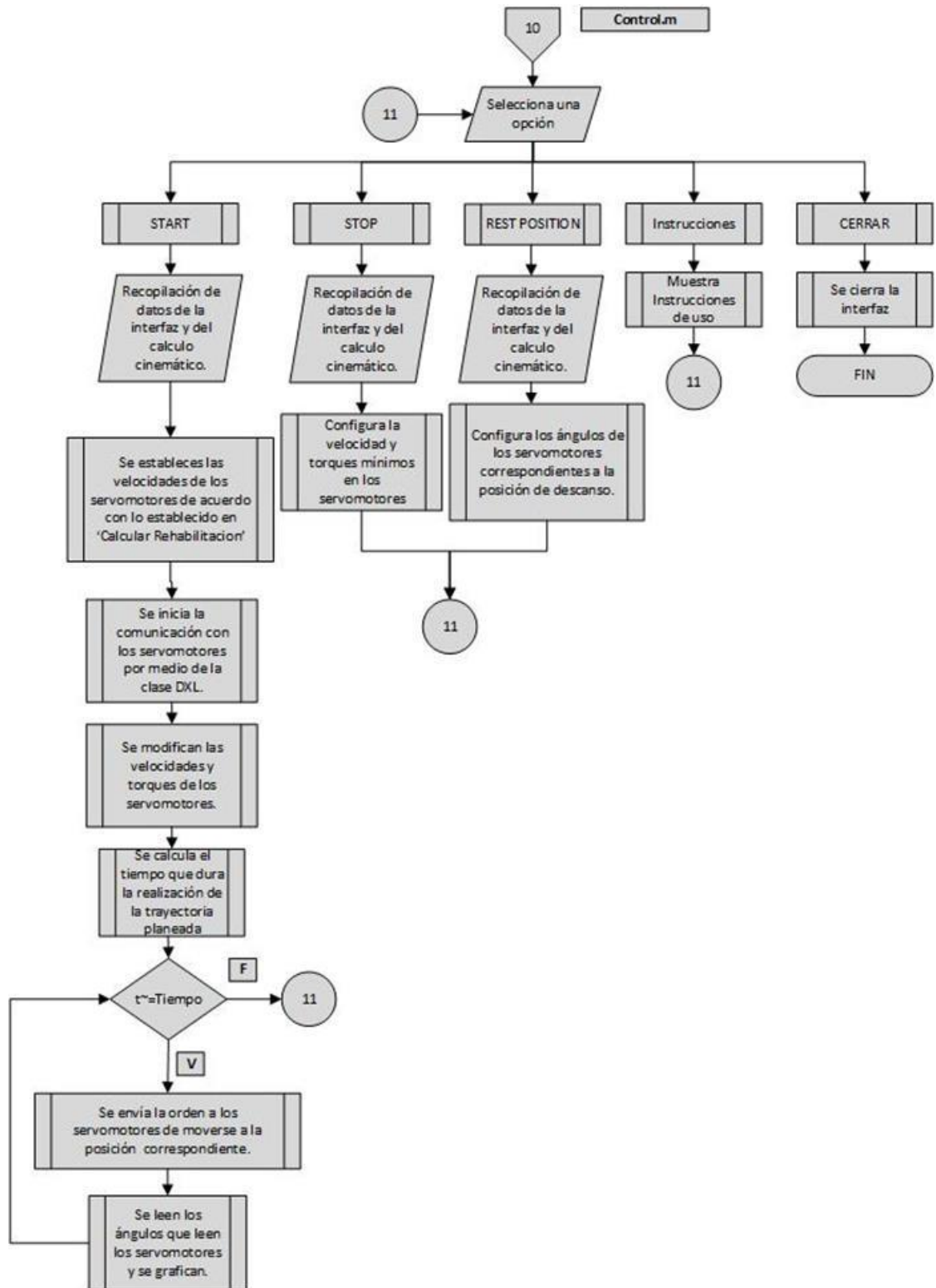
1. 'DH-Parameters' de autoría de MANURUNG,⁴¹ con el cual, al modificarlo, fue posible hacer la simulación gráfica del movimiento del exoesqueleto, tanto para marcha como para la realización de los ejercicios generados por el fisioterapeuta.

⁴¹ MANURUNG, A. GitHub. DH Parameters matlab: Octubre 11 de 2016. Disponible en: <https://raw.githubusercontent.com/auralius/matlab-dh-parameters/>

2. 'DynamixelTools' provistas por HORCHLER⁴² para el control de los servomotores Dynamixel desde Matlab donde se usan las clases OPENCM y DXL.

⁴² HORCHLER, A. D. MathWorks. DynamixelTools. Noviembre 23 de 2016. Disponible en: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/56411-dynamixeltools?requestedDomain=www.mathworks.com&requestedDomain=www.mathworks.com>

Figura 57. Diagrama de flujo 'Ejecución de la Rehabilitación'.

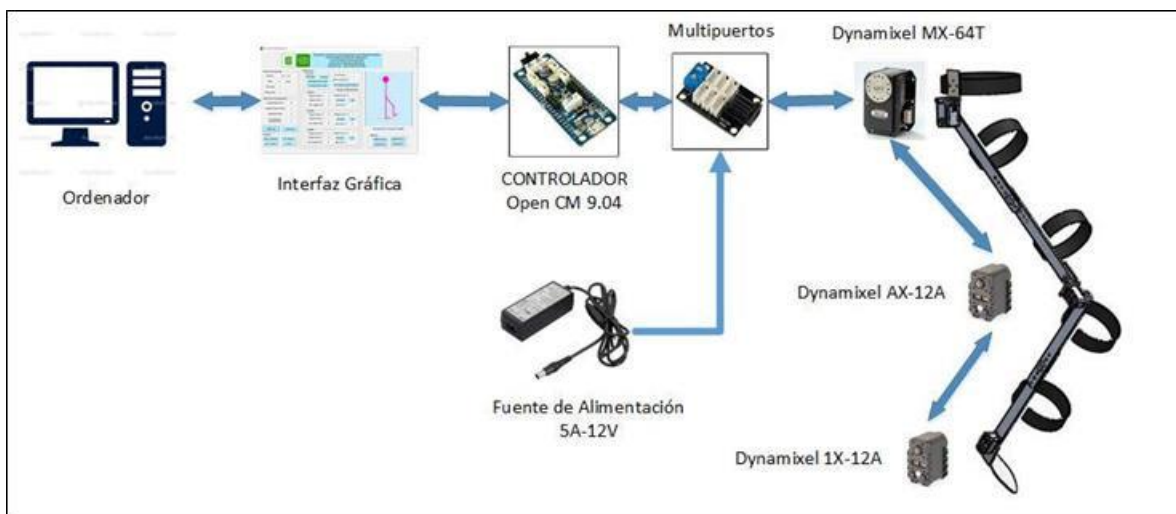


7.5 DESCRIPCIÓN DEL ESQUEMA DE HARDWARE DEL SISTEMA

El sistema del exoesqueleto consta de una serie de elementos y componentes conectados entre sí que funcionan en conjunto y permiten la comunicación del usuario con el sistema. Los servomotores se encuentran en serie y reciben la señal desde el controlador Open CM 9,04 que a su vez es el receptor de las órdenes suministradas por el usuario o paciente a través de la interfaz gráfica. La corriente que los servomotores requieren, es proporcionada por una fuente de alimentación de 5 Amperios de corriente y 12 Voltios.

La disposición de los elementos se da de la siguiente forma:

Figura 58. Componentes del Prototipo Experimental



7.6 ETAPA DE PRUEBAS

Una vez concluida la etapa de construcción es necesario verificar el funcionamiento del prototipo de exoesqueleto y comprobar que cumpla con las especificaciones y requerimientos establecidos. Para las pruebas fue necesario utilizar una base para sostener el exoesqueleto, esta base se ubicó en la articulación de la cadera y fija el prototipo a ese punto. Es importante aclarar que las pruebas de este prototipo de exoesqueleto no pueden llevarse a cabo con algún paciente debido a que los servomotores se encuentran limitados en torque, sin embargo, las pruebas tienen la finalidad de mostrar el concepto que desarrolla este tipo de dispositivos exoesqueletos y los beneficios que representa en la fisioterapia de pacientes con alteraciones de movilidad en los miembros inferiores.

Para realizar las pruebas se siguieron los siguientes pasos:

1. Se instala el exoesqueleto en la base, se realizan las debidas conexiones al controlador y al ordenador.

Figura 59. Exoesqueleto en Prueba

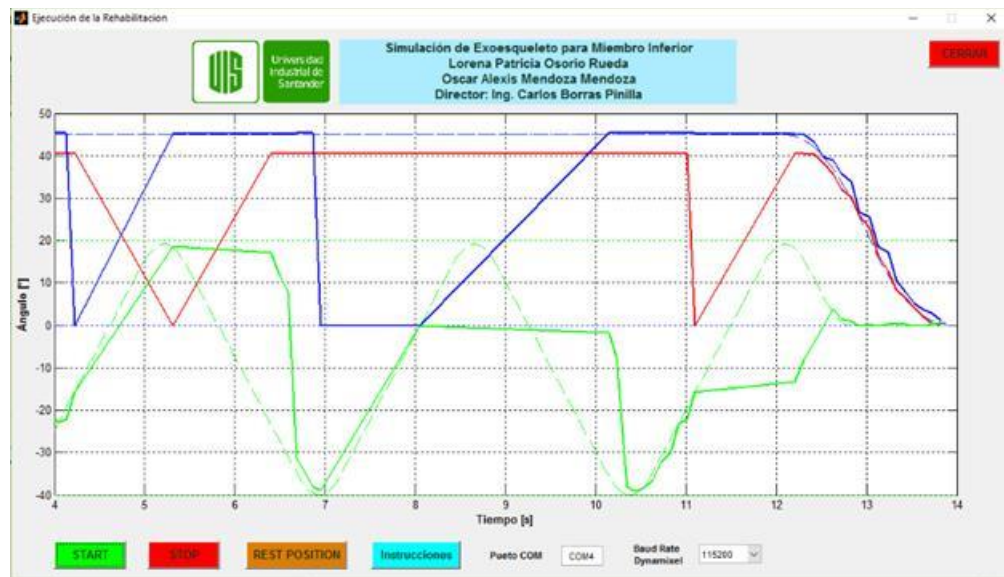


2. Se abre la interfaz gráfica en MatLab y se editan e ingresan los valores que se desean para realizar el ejercicio de rehabilitación, es decir el fisioterapeuta propone una serie de ejercicios y establece los parámetros de movimiento que se deben seguir.
3. Una vez definido el rango como la velocidad de movimiento se calculan las trayectorias de cada una de las articulaciones, luego se pasa a hacer una simulación para comprobar que el movimiento digitado en la interfaz era efectivamente el planeado.
4. A continuación, se verifica el puerto COM que el computador le ha asignado al controlador y se empieza la ejecución del movimiento.
5. Finalmente, la interfaz nos muestra una gráfica en tiempo real de la lectura que realiza de los ángulos de cada uno de los servomotores para vigilar el comportamiento de cada servomotor en las articulaciones.
6. Para repetir el movimiento se da clic en el botón 'RESTPOSITION' de la interfaz para tener el exoesqueleto en la posición de descanso.

7.7 RESULTADOS

Inicialmente la gráfica de seguimiento del movimiento presentaba pequeños desfases respecto al movimiento planeado, luego notamos que había perdidas de señal debido a que la conexión entre el controlador y los servomotores Dynamixel fallaba presuntamente debido a: Las vibraciones generadas por el movimiento del exoesqueleto pues la base rígida no las absorbía, por sobrecarga cuando los servomotores no eran capaces de alcanzar la posición deseada ya que no tienen el torque necesario para realizar el movimiento y por alteraciones en el suministro de corriente a los servomotores.

Figura 60. Gráfica obtenida en la primera sección de pruebas



Al observar la gráfica anterior se hacen evidentes una serie de picos que indican pérdida de conexión para la toma de datos. Los resultados mejoraron cuando se disminuía el rango y la velocidad de movimiento de cada una de las articulaciones

ya que exigían menos torque a los servomotores. A pesar de las caídas de señal, se observa un comportamiento fiel al movimiento planeado en la interfaz pues cumplía con el número de repeticiones, con el rango de movimiento establecido - siempre y cuando el torque fuera suficiente-, y con el tiempo estipulado para la realización del ejercicio.

El servomotor que presentó mayores caídas de conexión fue la correspondiente rodilla pues este tiene un torque pequeño y se ve afectado por el movimiento que realiza la cadera, en algunas pruebas donde el ángulo para la rodilla era mayor de 90° el torque que generaba el servomotor no era suficiente para alcanzar esta posición y esto se hacía evidente con la lectura de ángulos que mostraba la gráfica de la interfaz.

8. CONCLUSIONES

- Se recopila y estudia el estado del arte sobre la biomecánica de la marcha y sobre dispositivos exoesqueleticos para miembro inferior, generando un mapa conceptual que resume las investigaciones documentadas hasta la culminación de este proyecto.
- Se diseña y se construye el prototipo de exoesqueleto cumpliendo con los requerimientos inicialmente establecidos pues el exoesqueleto se puede ajustar al rango de antropometría del paciente señalado en los objetivos de este proyecto, de esta forma se permite verificar el concepto de la rehabilitación a través del uso de dispositivos como los exoesqueletos.
- El diseño biomecánico fue asistido mediante el software Solidworks y se hizo el estudio de esfuerzos y deformaciones estáticas con el software ANSYS (Workbench), demostrando la rigidez estructural del prototipo diseñado.
- Con la realización de este proyecto se continua con el estudio biomecánico y profundización en robótica del grupo de investigación DICBoT de la Escuela de Ingeniería Mecánica de sistemas exoesqueleticos utilizados en la rehabilitación muscular y nerviosa de pacientes con trastornos cerebrovasculares, parálisis cerebral, deficiencias en las articulaciones y otros, contribuyendo a la misión social de la Universidad Industrial de Santander.
- El peso del prototipo es un factor de gran importancia a la hora de realizar la rehabilitación pues además de la interacción paciente-maquina, el peso del exoesqueleto conlleva a mayor necesidad de torque de los servomotores elevando los costos, por ello se trató de hacer lo más liviano posible de tal

manera que conservara la robustez que exigen las cargas a la que es sometido el exoesqueleto, el peso finalmente fue de 4,45kg.

- El prototipo de exoesqueleto desarrollado no permite ser probado con un paciente debido a la limitación de torque, sin embargo, el torque que tienen los servomotores Dynamixel fue suficiente para comprobar el concepto y verificar el funcionamiento de la interfaz y el programa desarrollado en MatLab.
- En la realización de pruebas se verifica que el exoesqueleto cumple fielmente el movimiento de rehabilitación que se le establezca en la interfaz gráfica desarrollada, sin embargo, sufre de una serie de alteraciones debidas a la vibración y perdidas de señal.
- El estado de arte realizado permite afirmar que el uso de dispositivos exoesqueleticos en la rehabilitación de pacientes con alteraciones y/o limitaciones de movimiento tiene un alto índice de acogida y efectividad. Es de resaltar que debido a que la función principal de los miembros inferiores es proveer soporte, estabilidad y movilidad al cuerpo, la mayor parte de exoesqueletos antropomorfos están enfocados a compensar las deficiencias en la marcha.
- La implementación de estos equipos robóticos en la rehabilitación tuvo inicio hace más de tres décadas y desde entonces el trabajo de los investigadores y desarrolladores ha tenido una gran evolución permitiendo que hoy en día el uso de exoesqueletos sea una realidad cotidiana.
- Con la convención D-H se puede definir e interpretar la cinemática fácilmente, y se puede de igual forma, hallar los jacobianos de las velocidades traslacionales y angulares que serán de ayuda para hallar la matriz de inercia del

exoesqueleto, además de otros análisis como por ejemplo la cinemática inversa.

- Usando la convención de Denavit-Hartenberg y la utilización de las matrices de inercia, la matriz de efectos centrífugos y de Coriolis y el vector de fuerzas gravitacionales derivados de la formulación de Euler-Lagrange para el análisis cinético del exoesqueleto simplifica el número de ecuaciones usadas y, por ende, el número de cálculos necesarios para hallar los torques.
- Con la interfaz gráfica hecha en Matlab se pueden generar diferentes ejercicios de rehabilitación que pueden ser comprobadas mediante la opción de simulación que muestra una animación de cómo será el movimiento, de igual forma, las gráficas de las variables cinemáticas, torques y energía permiten un mayor entendimiento de lo que ocurre en la terapia de rehabilitación.
- La metodología utilizada para el desarrollo de las ecuaciones dinámicas es una guía no solamente para el estudio y evaluación de exoesqueletos, sino también para todas las cadenas cinéticas como los brazos robóticos.
- Con las ecuaciones dinámicas halladas para el torque requerido de cada una de las articulaciones donde se tiene en cuenta la inercia de cada uno de los elementos involucrados, los efectos de las aceleraciones de Coriolis y centrífugas se abre paso al estudio de diferentes sistemas de control donde pueda haber realimentación a lecturas de torque generado por el paciente y con ello poder generar una respuesta más adecuada a las necesidades del paciente.

9. RECOMENDACIONES

- En el desarrollo de la etapa de diseño del prototipo de exoesqueleto se realizaron constantes modificaciones que dependían de la facilidad y disponibilidad en el mercado de los elementos mecánicos y electrónicos con miras a un realizar un diseño exoesqueletico funcional sencillo, ergonómico y económico que armonice la combinación de estos.
- Con el objetivo de mejorar el prototipo y poder realizar pruebas con pacientes, se recomienda el uso de servomotores con mayor torque, de tal forma que se garantice que el exoesqueleto pueda mover el conjunto estructura-humano.
- Para dar una evolución al exoesqueleto para miembro inferior es aconsejable mejorar el sistema de correas de ajuste y/o implementar férulas o material termoplástico para mejorar la ergonomía y la interacción con el paciente.
- Teniendo en cuenta los errores presentados debido a las fallas en la conexión de los servomotores, se recomienda implementar un sistema con una fuente de alimentación continua y estable, asegurar los contactos de comunicación entre el controlador, el computador y los servomotores.
- Se sugiere incorporar al diseño estructural, un sistema de freno mecánico o topes mecánicos que aseguren que el prototipo no se mueva libremente fuera del rango de movimiento establecido y proteja al paciente de posibles accidentes, pues en el presente proyecto la seguridad se dispuso en el EEPROM de los servomotores al modificar el ángulo y torque máximos a los que se podían accionar y en el software desarrollado mediante órdenes de parada de emergencia.

BIBLIOGRAFÍA

AGRAWAL, S. K. A Gravity Balancing Passive Exoskeleton for the Human Leg. Science and Systems. 2006.

ALMAGÍA, A. L. Introducción a la Anatomía Humana. Valparaíso: Pontificia Universidad Católica de Valparaíso. 2012.

ARCOS, W. J. Control Automático de un Exoesqueleto de Marcha para Pacientes con Discapacidad Motora. Bogotá: Universidad Nacional de Colombia. 2013.

Así Vamos en Salud. Julio 12 de 2016. Disponible en: <http://www.asivamosensalud.org/inidicadores/estado-de-salud>

ÁVILA, R. P. Dimensiones antropométricas de Población Latinoamericana. Guadalajara: Universidad de Guadalajara. 2007.

BALLESTEROS, M. Y. Diseño Mecánico y Construcción de un Exoesqueleto de Miembros Inferiores que Emula la Marcha,. Bogotá: Universidad Militar Nueva Granada. 2015.

BORRÁS, C. G. Estudio, Diseño y Construcción Biomecánica de un Emulador de Tobillo Articulado Para Prótesis de Miembro Inferior. XIX Congreso Nacional de Ingeniería Mecánica. Universitat Jaume I de Castellón. Castellón, España. 2012

BUENDÍA, F. D. Cómo Diagnosticar más del 70% de la patología de Rodilla sin una Prueba de Imagen. Noviembre 03 de 2016. Disponible en: <https://www.slideshare.net>

CÁMARA, J. Análisis de la Marcha: sus fases y variables espacio-temporales. Entramado. 2011.

CAMARGO, E. L. Análisis Estático de la Sub-fase de Respuesta a la Carga Durante La Fase de Apoyo en La Marcha. Bogotá: Universidad Distrital. 2012.

CERDAS, L. Evaluación del Paciente con Trastorno de la Marcha. Revista Hospital Clínico. 2010.

CHÁVEZ, M. R. Exoesqueleto para Potenciar las Capacidades Humanas y Apoyar la Rehabilitación. Revista Ingeniería Biomédica. 2010.

DARIUSH, B. Analysis and Simulation of an Exoskeleton Controller that Accommodates Static and Reactive Loads. International Conference on Robotics and Automation. Barcelona: IEEE. 2005.

DIAZ, A. La Voz del Muro. Julio 16 de 2016. Disponible en: <http://lavozdelmuro.net>

DOS SANTOS, D. P. Projeto Mecânico de Exoesqueleto Robótico para Membros Inferiores. Sao Paulo: Universidad Politécnica de Sao Paulo. 2011

EMMER, G. (n.d.). Exoesqueleto. Disponible en: from <http://www.exoesqueleto.com.es>

FÁCIL, A. Anatomía Fácil. Noviembre 03 de 2016. Disponible en: <https://sites.google.com/site/anatomiafacil33/home/tobillo-pie>

FÍSICA., T. Terapia Física. Agosto 13 de 2016. Disponible en: Retrieved from [http:// www.terapia-fisica.com](http://www.terapia-fisica.com)

GENERAL, E. Final Report on Hardiman I Prototype for Machine Augmentation Of Strength and Endurance. Washington: Engineering Psychology Program Office. 1971.

GONZALES, S. y. Diseño e Implementación de una estrategia de control para equilibrio estático de un exoesqueleto de miembros inferiores. Cali: Universidad del Valle. 2014.

GUO, Z. F. Developing a Mobile Lower Limb Robotic Exoskeleton for Gait Rehabilitation. 5th International Conference on Intelligent Robotics and Applications. Montreal: ASME. 2013.

HERNANDEZ, F. Diseño y Construcción de Prototipo Neumático de Prótesis de pierna Humana. México: Universidad Las Americas. 2008.

Hernandez, F. Musculos del Miembro Inferior. Octubre 23 de 2016. Disponible en: <https://es.slideshare.net/LaloHernandez3>

HERRERO, I. La Robótica avanza para mejorar la rehabilitación de discapacitados. EFE: Futuro. Diciembre 10 de 2013.

HORCHLER, A. D. MathWorks. Noviembre 23 de 2016 DynamixelTools: Disponible en: <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/56411-dynamixeltools?requestedDomain=www.mathworks.com&requestedDomain=www.mathworks.com>

HUO, W. N. Lower Limb Wearable Robots for Assistance and Rehabilitation. IEEE Systems Journal. 2014.

LÓPEZ, R. T. Desarrollo de un Exoesqueleto para Rehabilitación de Tobillo y Rodilla. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. 2014.

LUGO, E. P. Co- simulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. 2014

MANURUNG, A. GitHub. DH Parameters matlab: Octubre 11 de 2016. Disponible en: <https://raw.githubusercontent.com/auralius/matlab-dh-parameters/>

MARK W. SPONG, S. H. Robot Dynamics and Control. Segunda Edición ed. 2004

MILLER, J. SolitaryRoad. Christoffel symbols of the first and second kind. Diciembre 3 de 2016. Disponible en: <http://www.solitaryroad.com/c331.html>

MINSALUD, M. d. Semana de la seguridad social. Julio 12 de 2016. Disponible en: <https://www.minsalud.gov.co/Paginas/default.aspx>

OGATA, K. Ingeniería de Control moderna. Madrid: Pearson Educación. 2010

OLIVEROS, Eduardo; QUINTERO, Virgilio; y VELASCO, Nelson. Selección De Actuadores Y Sensores Para El Tobillo Y La Rodilla De Emi-Umng. Universidad Militar Nueva Granada. Junio de 2013.

PONS, J. L. Wearable Robots Biomechatronic Exoskeletons . John Wiley and sons. 2008.

PRAT PASTOR, J. M. Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia. 2005.

RAMÍREZ, J. M. Marcha Asistida con un exoesqueleto. Cali: Universidad del Valle. 2016

REED, M. K. LIFESUIT Exoeskeleton Gives the Gift of Walking so They Shall Walk. Global Humanitarian Technology Conference. Seattle: IEEE. 2014.

ROBOTICS. Dynamixel MX-64T. Diciembre 10 de 2016. Robotics. Disponible en: <http://www.robotis.us/dynamixel-mx-64t/>

ROBOTICS.. Diciembre 10 de 2016. Robotics. Disponible en: www.robotis.us/dynamixel-ax-12a/

SALUD. Enciclopedia de Salud. Dietética y Psicología. Agosto 12 de 2016. Disponible en: <http://www.encyclopediasalud.com/>

VELASCO, E. FTrapeutas. Octubre 23 de 2016. Disponible en: <http://ftrapeutas.blogspot.com.co>

VERGHESE, J. L. Epidemiology of gait disorders in community-residing older adults. Journal of the American Geriatrics Society. 2006

WINTER, D. A. Biomechanics and motor control of human movement. Cuarta ed. Waterloo: JOHN WILEY & SONS, INC. 2009

XUE, K. HARVARD MAGAZINE. Noviembre 23 de 2016. Conor Walsh. Disponible en: harvardmagazine.com/2014/01/wearable-robots

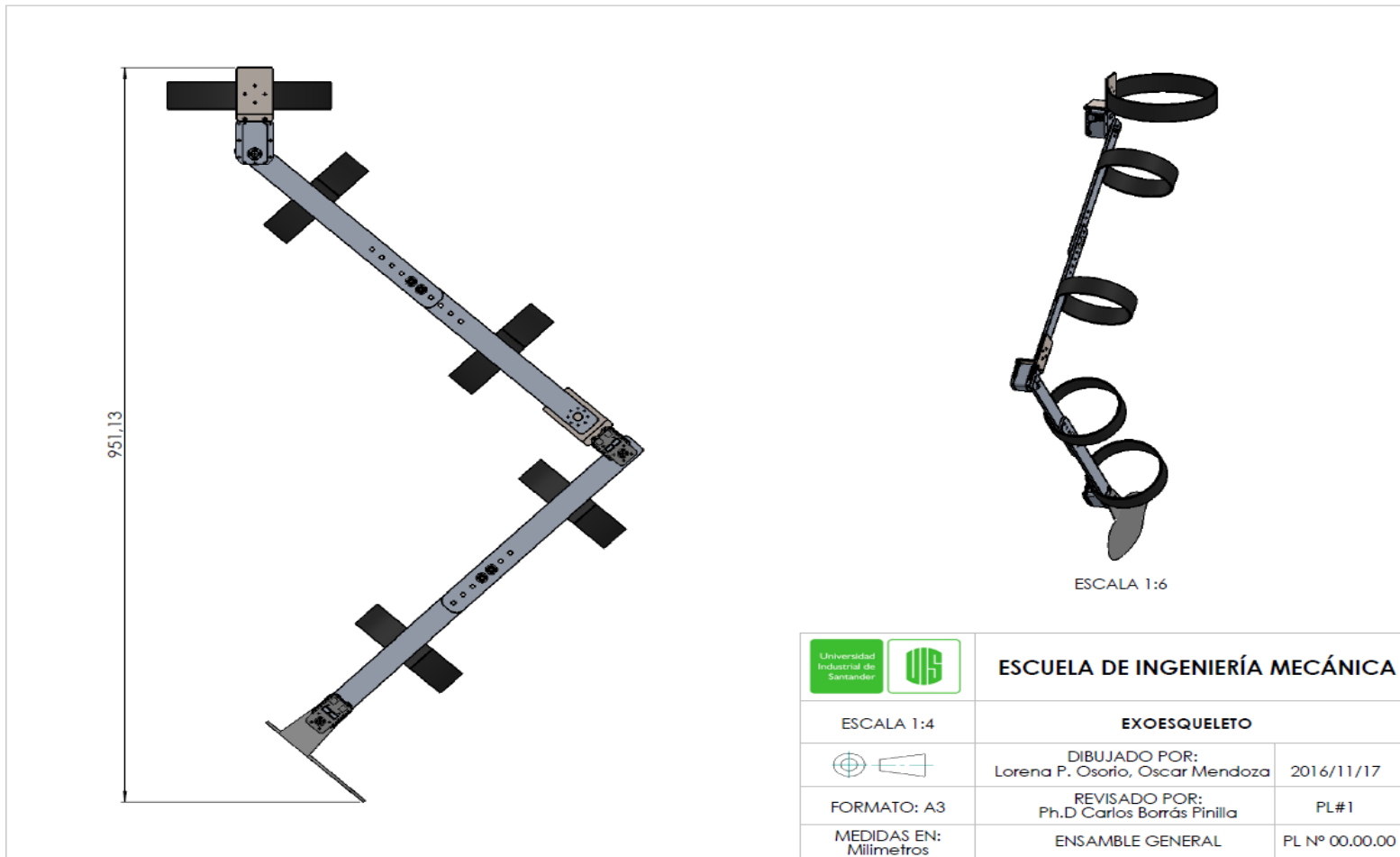
ZHU, Y. C. Biomimetic Design and Biomechanical Simulation of a 15- DOF Lower Extremity Exoskeleton. International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO). Shenzhen: IEEE. 2013.

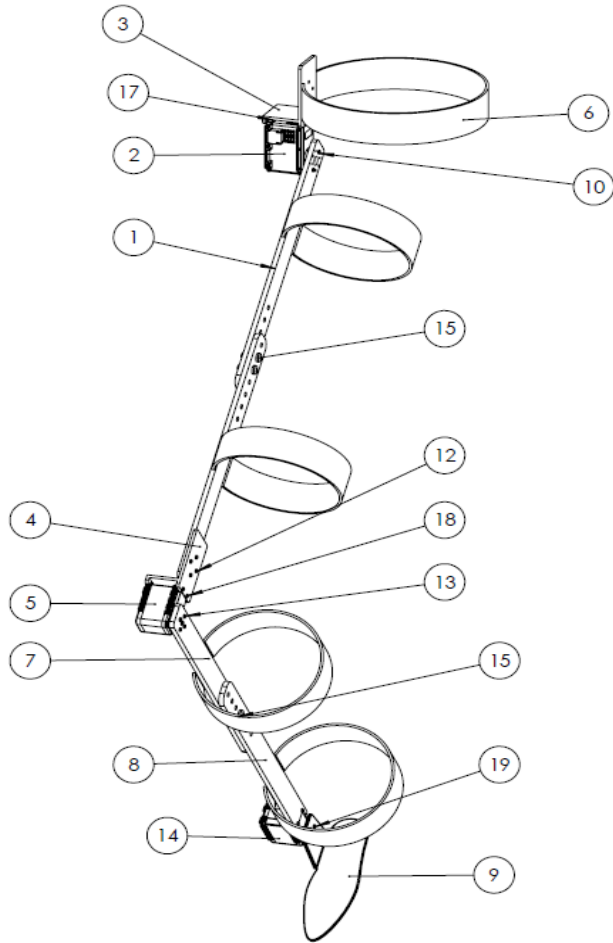
ZOSS, A. K. On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX). University of California. 2012

ZUTVEN, P. v. Modeling, identification and stability of humanoid robots. Eindhoven: Eindhoven University of Technology. 2009

ANEXOS

ANEXO A. Planos diseño mecánico del prototipo de exoesqueleto





ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA

Nº	NOMBRE	MATERIAL	CANTIDAD
1	MUSLO	ALUMINIO	2
2	SERVO DYNAMIXEL MX 64T	METALICO	1
3	SOPORTE CADERA	ACERO	1
4	SOPORTE RODILLA	ACERO	1
5	SERVO DYNAMIXEL AX 12A	PLASTICO	1
6	CORREAS DE AJUSTE	VELCRO	5
7	PANTORRILLA Nº1	ALUMINIO	1
8	PANTORRILLA Nº2	ALUMINIO	1
9	SOPORTE TOBILLO	ALUMINIO	1
10	TORNILLO D.3mm	ACERO GALVANIZADO	4
11	TORNILLO D.2mm	ACERO GALVANIZADO	4
12	TORNILLO-TUERCA D.5mm	ACERO GALVANIZADO	2
13	TORNILLO D.2mm	ACERO GALVANIZADO	4
14	SERVO DYNAMIXEL AX 12A	PLASTICO	1
15	TORNILLO D.5mm	ACERO GALVANIZADO	2
16	TORNILLO D.2mm	ACERO GALVANIZADO	4
17	TORNILLO D.2mm	ACERO GALVANIZADO	4
18	TORNILLO D.2mm	ACERO GALVANIZADO	4
19	TORNILLO D.2mm	ACERO GALVANIZADO	2

ESCALA 1:4

EXOESQUELETO



DIBUJADO POR:
Lorena P. Osorio, Oscar Mendoza

2016/11/17

FORMATO: A3

REVISADO POR:
Ph.D Carlos Borrás Pinilla

PL#2




MEDIDAS EN:
Milímetros

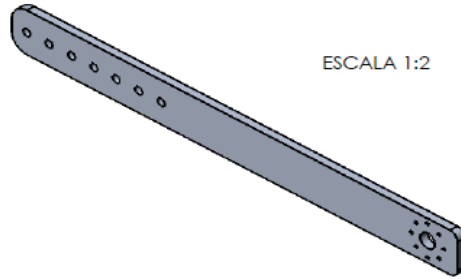
ENSAMBLE GENERAL

PL Nº 00.00.00

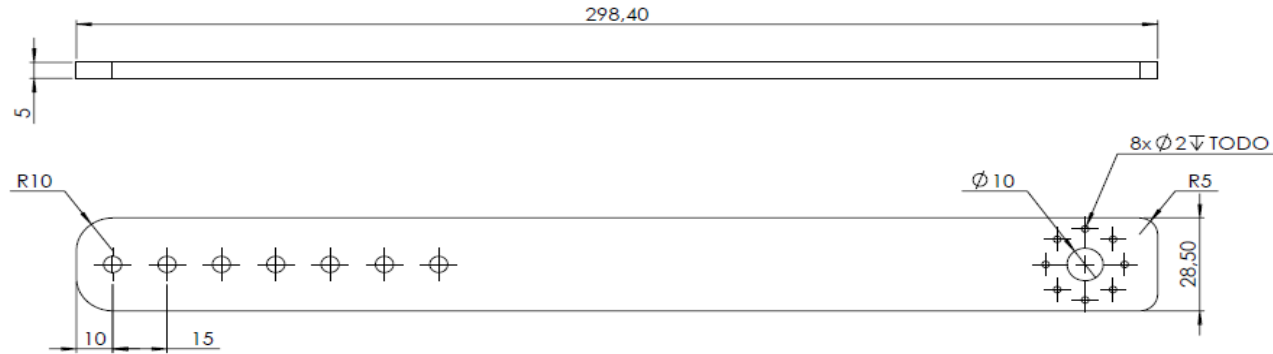


ESCALA 1:10



		ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA	
ESCALA 2:9		EXOESQUELETO	
		DIBUJADO POR: Lorena P. Osorio, Oscar Mendoza	2016/11/17
FORMATO: A3		REVISADO POR: Ph.D Carlos Borrás Pinilla	PL#3
MEDIDAS EN: Milímetros		ENSAMBLE EXPLOSIONADO	PL N° 00.01.00

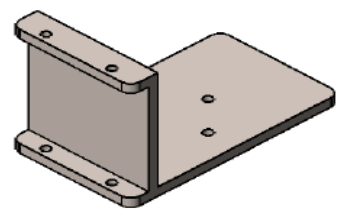
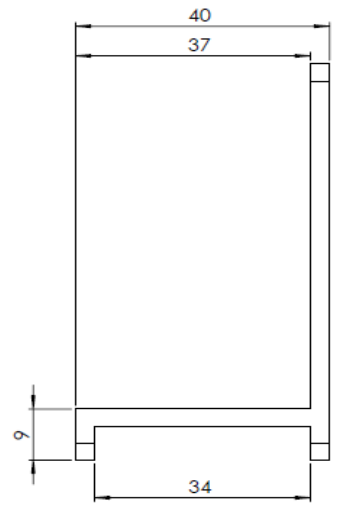
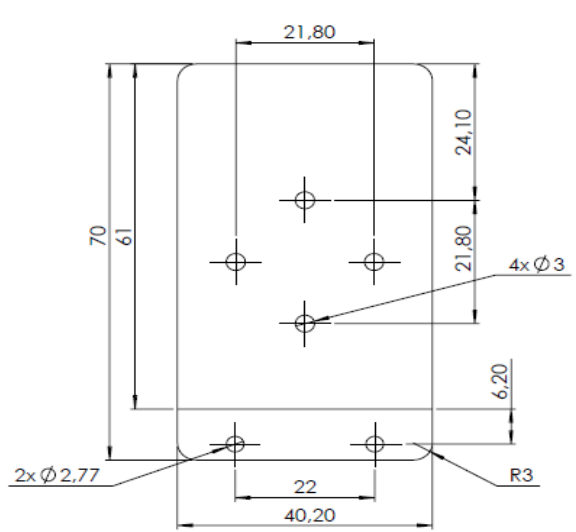


ESCALA 1:2

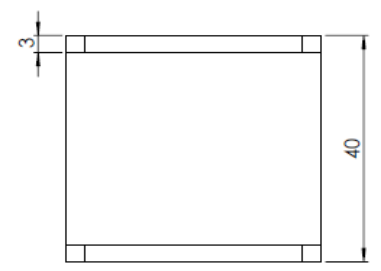




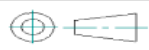
TODOS LAS PERFORACIONES SON PASANTES

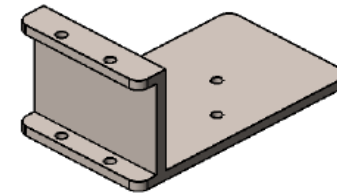
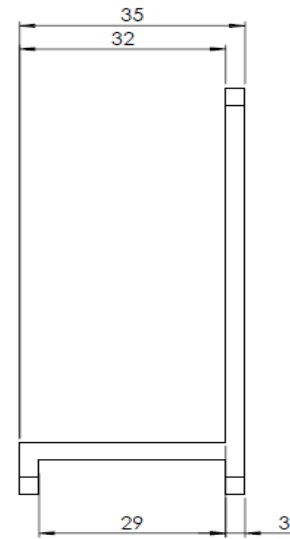
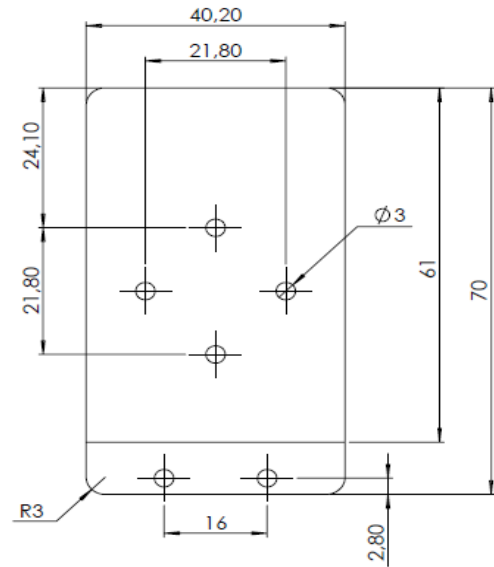
		ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA	
ESCALA 6:7		MUSLO	
		DIBUJADO POR: Lorena P. Osorio, Oscar Mendoza	2016/11/17
FORMATO: A3		REVISADO POR: Ph.D Carlos Borrás Pinilla	PL#4
MEDIDAS EN: Milímetros			PL N° 00.01.01



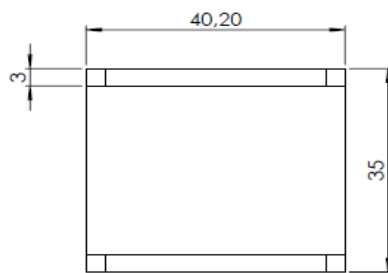
ESCALA 1:1






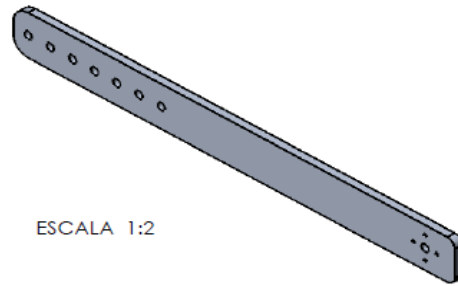
 		ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA	
ESCALA 3:2		SOPORTE CADERA	
		DIBUJADO POR: Lorena P. Osorio, Oscar Mendoza	2016/11/17
FORMATO: A3	REVISADO POR: Ph.D Carlos Borrás Pinilla	PL#5	
MEDIDAS EN: Milímetros	PL N° 00.01.03		



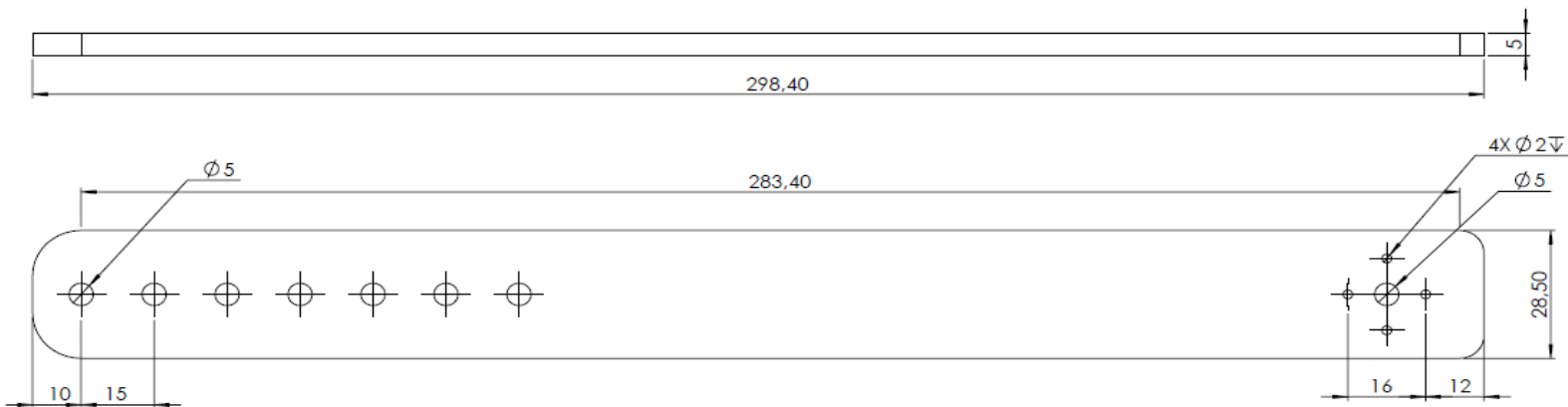
ESCALA 1:1






 	ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA	
ESCALA 3:2	SOPORTE RODILLA	
	DIBUJADO POR: Lorena P. Osorio, Oscar Mendoza	2016/11/17
FORMATO: A3	REVISADO POR: Ph.D Carlos Borrás Pinilla	PL#6
MEDIDAS EN: Milímetros		PL N° 00.01.04

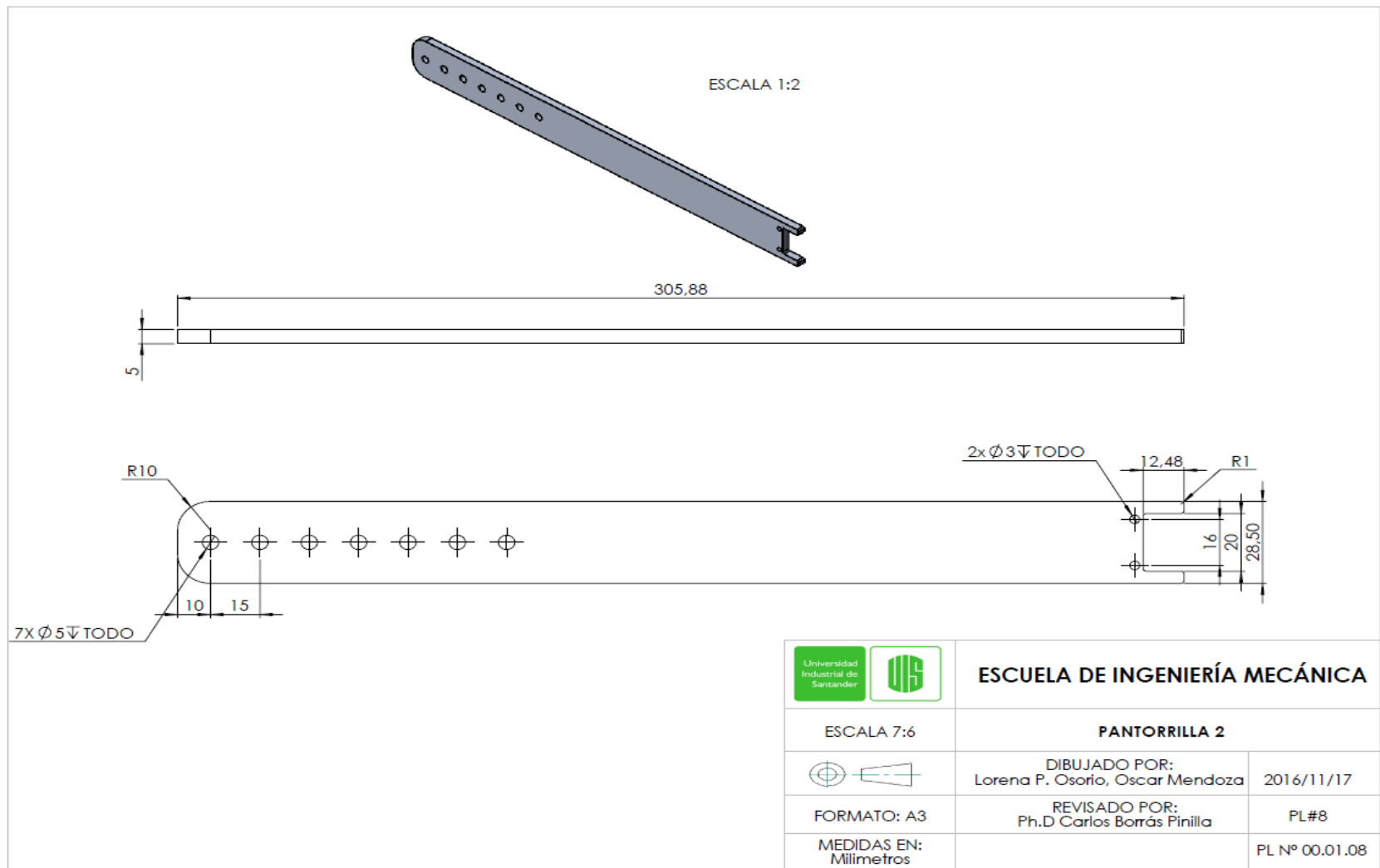


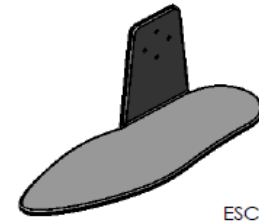
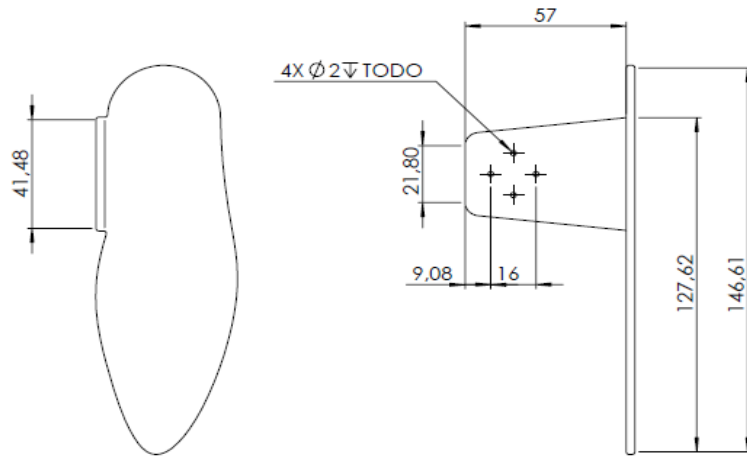
ESCALA 1:2



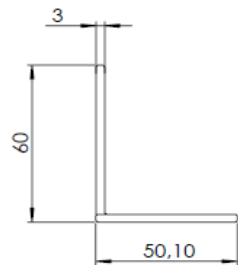
TODOS LOS AGUJEROS SON PASANTES




 	ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA	
ESCALA 7:6	MUSLO	
	DIBUJADO POR: Lorena P. Osorio, Oscar Mendoza	2016/11/17
FORMATO: A3	REVISADO POR: Ph.D Carlos Borrás Pinilla	PL#6
MEDIDAS EN: Milímetros		PL N° 00.01.07

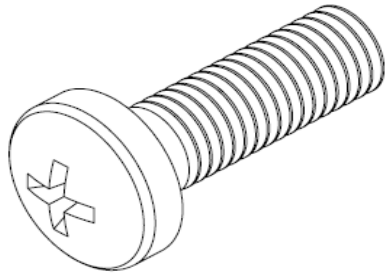




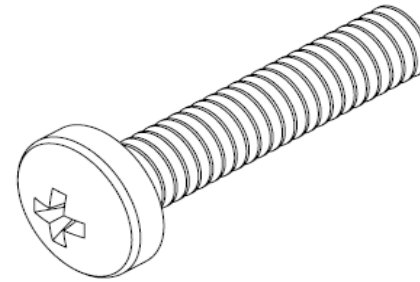
ESCALA 1:3



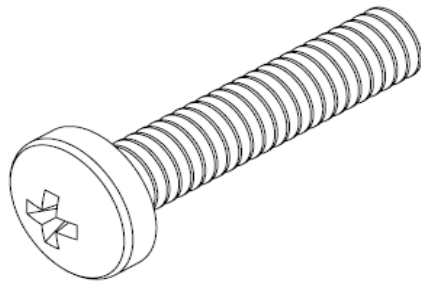
 	ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA	
ESCALA 2:3	SOPORTE TOBILLO	
	DIBUJADO POR: Lorena P. Osorio, Oscar Mendoza	2016/11/17
FORMATO: A3	REVISADO POR: Ph.D Carlos Borrás Pinilla	PL#9
MEDIDAS EN: Milímetros		PL N° 00.01.09



B18.6.7M-M5X0.8X16
 TORNILLO D.5 mm
 MATERIAL: ACERO
 CANTIDAD: 4






B18.6.7M-M2X0.4X10
 TORNILLO D.2 mm
 MATERIAL: ACERO
 CANTIDAD: 16



B18.6.7M-M3X0.4X10
 TORNILLO D.3 mm
 MATERIAL: ACERO
 CANTIDAD: 4

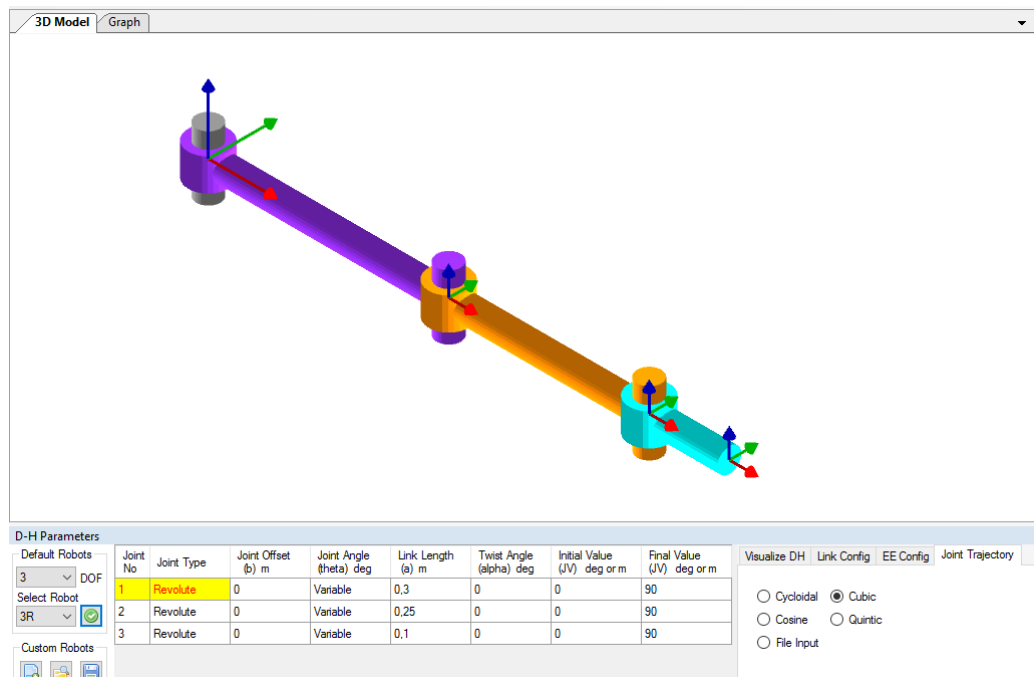
NOTA: LOS SERVOMOTORES HACEN USO DE UNA TORNILLERÍA ESPECIAL PARA CADA UNO DE ELLOS.

 	ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA	
ESCALA 10:1	TORNILLERÍA	
	DIBUJADO POR: Lorena P. Osorio, Oscar Mendoza	2016/11/17
FORMATO: A3	REVISADO POR: Ph.D Carlos Borrás Pinilla	PL#10
MEDIDAS EN: Milímetros		PL N° 00.01.10

ANEXO B. Validación de ecuaciones dinámicas.

La validación de las ecuaciones dinámicas obtenidas se da en el Anexo 2, donde se compara la metodología usada con los resultados obtenidos del software RoboAnalyzer desarrollado en el laboratorio de Mecatrónica del departamento de Ingeniería Mecánica del IIT Delhi, Nueva Delhi, India bajo la guía del profesor S.K. Saha.

El modelo a estudiar es un brazo robótico de 3 grados de libertad.



Los parámetros D-H son:

Junta	α_i	a_i	d_i	θ_i
1	0°	l_1	0	q_1
2	0°	l_2	0	q_2
3	0°	l_3	0	q_3

Las propiedades físicas son:

Segmento	Número	Longitud [m]	Centro de masa [m]	Masa [kg]	Inerciazz [kgm ²]
1	1 _(0→1)	0.3	0.15	0.5	0.00375
2	2 _(1→2)	0.25	0.125	0.4	0,00208
3	3 _(2→3)	0.1	0.05	0.3	0,00025

Reemplazando estos datos en el código de Matlab se hallan las siguientes ecuaciones:

Las matrices de transformación homogéneas son:

$$A_0^1 = \begin{bmatrix} \cos q_1 & -\sin q_1 & 0 & l_1 \cos q_1 \\ \sin q_1 & \cos q_1 & 0 & l_1 \sin q_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_1^2 = \begin{bmatrix} \cos q_2 & -\sin q_2 & 0 & l_2 \cos q_2 \\ \sin q_2 & \cos q_2 & 0 & l_2 \sin q_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A_2^3 = \begin{bmatrix} \cos q_3 & -\sin q_3 & 0 & l_3 \cos q_3 \\ \sin q_3 & \cos q_3 & 0 & l_3 \sin q_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Las matrices de transformación son:

$$T_0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_1 = A_0^1 = \begin{bmatrix} C q_1 & -S q_1 & 0 & l_1 C q_1 \\ S q_1 & C q_1 & 0 & l_1 S q_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_2 = A_0^1 A_1^2 = \begin{bmatrix} C q_{1+2} & -S q_{1+2} & 0 & l_1 C q_1 + l_2 C q_{1+2} \\ S q_{1+2} & C q_{1+2} & 0 & l_1 S q_1 + l_2 S q_{1+2} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T_3 = A_0^1 A_1^2 A_2^3 = \begin{bmatrix} C q_{1+2+3} & -S q_{1+2+3} & 0 & l_1 C q_1 + l_2 C q_{1+2} + l_3 C q_{1+2+3} \\ S q_{1+2+3} & C q_{1+2+3} & 0 & l_1 S q_1 + l_2 S q_{1+2} + l_3 S q_{1+2+3} \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Los jacobianos son:

$$J_{\omega_1}(q) = [p_0 \quad 0 \quad 0] = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_{v_1}(q) = [p_0 \times (r_1 - r_0) \quad 0 \quad 0] = \begin{bmatrix} -l_1 S q_1 & 0 & 0 \\ l_1 C q_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_{\omega_2}(q) = [p_0 \quad p_1 \quad 0] = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_{v_2}(q) = [p_0 \times (r_1 - r_0) \quad p_1 \times (r_2 - r_1) \quad 0] = \begin{bmatrix} -l_1 S q_1 - l_2 S q_{1+2} & -l_2 S q_{1+2} & 0 \\ l_1 C q_1 + l_2 C q_{1+2} & l_2 C q_{1+2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_{\omega_3}(q) = [p_0 \quad p_1 \quad p_2] = \begin{bmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

$$J_{v_3}(q) = [p_0 \times (r_3 - r_0) \quad p_1 \times (r_3 - r_1) \quad p_2 \times (r_3 - r_2)]$$

$$J_{v_3}(q) = \begin{bmatrix} -l_1 S q_1 - l_2 S q_{1+2} - l_3 S q_{1+2+3} & -l_3 S q_{1+2+3} - l_2 S q_{1+2} & -l_3 S q_{1+2+3} \\ l_1 C q_1 + l_2 C q_{1+2} - l_3 C q_{1+2+3} & l_3 C q_{1+2+3} + l_2 C q_{1+2} & l_3 C q_{1+2+3} \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Modificación de los Jacobianos:

$$J_{vc1}(q) = \begin{bmatrix} -lc_1 S q_1 & 0 & 0 \\ lc_1 C q_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_{vc2}(q) = \begin{bmatrix} -l_1 S q_1 - lc_2 S q_{1+2} & -lc_2 S q_{1+2} & 0 \\ l_1 C q_1 + lc_2 C q_{1+2} & lc_2 C q_{1+2} & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

$$J_{vc3}(q) = \begin{bmatrix} -l_1 S q_1 - l_2 S q_{1+2} - lc_3 S q_{1+2+3} & -lc_3 S q_{1+2+3} - l_2 S q_{1+2} & -lc_3 S q_{1+2+3} \\ l_1 C q_1 + l_2 C q_{1+2} - lc_3 C q_{1+2+3} & lc_3 C q_{1+2+3} + l_2 C q_{1+2} & lc_3 C q_{1+2+3} \\ 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Los componentes de la matriz de inercia son:

$$M(1,1) = I_1 + I_2 + I_3 + l_1^2 m_2 + l_1^2 m_3 + l_2^2 m_3 + lc_1^2 m_1 + lc_2^2 m_2 + lc_3^2 m_3 \\ + 2l_1 l_2 m_3 C q_2 + 2l_1 lc_2 m_2 C q_2 + 2l_2 lc_3 m_3 C q_3 + 2l_1 lc_3 m_3 C q_{2+3}$$

$$M(1,2) = M(2,1) \\ = m_3 l_2^2 + 2m_3 C q_3 l_2 lc_3 + l_1 m_3 C q_2 l_2 + m_2 lc_2^2 + l_1 m_2 C q_2 lc_2 + m_3 lc_3^2 \\ + l_1 lc_3 m_3 C q_{2+3} + I_2 + I_3$$

$$M(1,3) = M(3,1) = I_3 + lc_3^2 m_3 + l_2 lc_3 m_3 C q_3 + l_1 lc_3 m_3 C q_{2+3}$$

$$M(2,2) = m_3 l_2^2 + 2m_3 C q_3 l_2 lc_3 + m_2 lc_2^2 + m_3 lc_3^2 + I_2 + I_3$$

$$M(2,3) = M(3,2) = m_3 lc_3^2 + l_2 m_3 C q_3 lc_3 + I_3$$

$$M(3,3) = m_3 lc_3^2 + I_3$$

Los componentes de la matriz de efectos de Coriolis y fuerzas centrífugas son:

$$C(1,1) = -\dot{q}_3(l_2lc_3m_3Sq_3 + l_1lc_3m_3Sq_{2+3})$$

$$- \dot{q}_2(l_1l_2m_3Sq_2 + l_1lc_2m_2Sq_2 + l_1lc_3m_3Sq_{2+3})$$

$$C(1,2) = -\dot{q}_3(l_2lc_3m_3Sq_3 + l_1lc_3m_3Sq_{2+3})$$

$$- \dot{q}_1(l_1l_2m_3Sq_2 + l_1lc_2m_2Sq_2 + l_1lc_3m_3Sq_{2+3})$$

$$- \dot{q}_2(l_1l_2m_3Sq_2 + l_1lc_2m_2Sq_2 + l_1lc_3m_3Sq_{2+3})$$

$$C(1,3) = -\dot{q}_2(l_2lc_3m_3Sq_3 + l_1lc_3m_3Sq_{2+3}) - \dot{q}_1(l_2lc_3m_3Sq_3 + l_1lc_3m_3Sq_{2+3})$$

$$- \dot{q}_3(l_2lc_3m_3Sq_3 + l_1lc_3m_3Sq_{2+3})$$

$$C(2,1) = \dot{q}_1(l_1l_2m_3Sq_2 + l_1lc_2m_2Sq_2 + l_1lc_3m_3Sq_{2+3}) + l_2lc_3m_3\dot{q}_3Sq_3$$

$$C(2,2) = -l_2lc_3m_3\dot{q}_3Sq_3$$

$$C(2,3) = -l_2lc_3m_3\dot{q}_1Sq_3 - l_2lc_3m_3\dot{q}_2Sq_3 - l_2lc_3m_3\dot{q}_3Sq_3$$

$$C(3,1) = \dot{q}_1l_2lc_3m_3Sq_3 + l_2lc_3m_3\dot{q}_2Sq_3$$

$$C(3,2) = l_2lc_3m_3\dot{q}_2C(q_3) - l_2lc_3m_3\dot{q}_1C(q_3)$$

$$C(3,3) = 0$$

La energía potencial del brazo robótico es:

$$V(q) = gm_1lc_1Sq_1 + gm_3(lc_3Sq_{1+2+3} + l_1Sq_1 + l_2Sq_{1+2}) + gm_2(l_1Sq_1 + lc_2Sq_{1+2})$$

El vector de efectos gravitacionales es:

$$g(q)$$

$$= \begin{bmatrix} gm_2(l_1Cq_1 + lc_2Cq_{1+2}) + gm_3(lc_3Cq_{1+2+3} + l_1Cq_1 + l_2Cq_{1+2}) + glc_1m_1Cq_1 \\ gm_3(lc_3Cq_{1+2+3} + l_2Cq_{1+2}) + glc_2m_2Cq_{1+2} \\ gm_3lc_3Cq_{1+2+3} \end{bmatrix}$$

Finalmente, los torques analíticos obtenidos son:

$$\begin{aligned}
\tau_3 = & \ddot{q}_3(m_3lc_3^2 + I_3) + \dot{q}_2(l_2lc_3m_3\dot{q}_1 \sin(q_3) + l_2lc_3m_3\dot{q}_2 \sin(q_3)) \\
& + \dot{q}_1(\dot{q}_1(l_1lc_3m_3 \sin(q_2 + q_3) + l_2lc_3m_3 \sin(q_3)) + l_2lc_3m_3\dot{q}_2 \sin(q_3)) \\
& + \ddot{q}_2(m_3lc_3^2 + l_2m_3 \cos(q_3)lc_3 + I_3) \\
& + \ddot{q}_1(I_3 + lc_3^2m_3 + l_1lc_3m_3 \cos(q_2 + q_3) + l_2lc_3m_3 \cos(q_3)) \\
& + glc_3m_3 \cos(q_1 + q_2 + q_3) \\
\tau_2 = & \ddot{q}_2(m_3l_2^2 + 2m_3 \cos(q_3)l_2lc_3 + m_2lc_2^2 + m_3lc_3^2 + I_2 + I_3) \\
& - \dot{q}_3(l_2lc_3m_3\dot{q}_1 \sin(q_3) + l_2lc_3m_3\dot{q}_2 \sin(q_3) + l_2lc_3m_3\dot{q}_3 \sin(q_3)) \\
& + \ddot{q}_1(m_3l_2^2 + 2m_3 \cos(q_3)l_2lc_3 + l_1m_3 \cos(q_2)l_2 + m_2lc_2^2 \\
& + l_1m_2 \cos(q_2)lc_2 + m_3lc_3^2 + l_1m_3 \cos(q_2 + q_3)lc_3 + I_2 + I_3) \\
& + \ddot{q}_3(m_3lc_3^2 + l_2m_3 \cos(q_3)lc_3 + I_3) \\
& + \dot{q}_1(\dot{q}_1(l_1lc_3m_3 \sin(q_2 + q_3) + l_1l_2m_3 \sin(q_2) + l_1lc_2m_2 \sin(q_2)) \\
& - l_2lc_3m_3\dot{q}_1 \sin(q_3)) + gm_3(l_2 \cos(q_1 + q_2) + lc_3 \cos(q_1 + q_2 + q_3)) \\
& + glc_2m_2 \cos(q_1 + q_2) - l_2lc_3m_3\dot{q}_2\dot{q}_3 \sin(q_3)
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\tau_1 = & \ddot{q}_2(m_3 l_2^2 + 2m_3 \cos(q_3) l_2 l_3 + l_1 m_3 \cos(q_2) l_2 + m_2 l_2^2 + l_1 m_2 \cos(q_2) l_2 \\
& + m_3 l_3^2 + l_1 m_3 \cos(q_2 + q_3) l_3 + I_2 + I_3) \\
& + \ddot{q}_1(I_1 + I_2 + I_3 + l_1^2 m_2 + l_1^2 m_3 + l_2^2 m_3 + l_1^2 m_1 + l_2^2 m_2 + l_3^2 m_3 \\
& + 2l_1 l_3 m_3 \cos(q_2 + q_3) + 2l_1 l_2 m_3 \cos(q_2) + 2l_1 l_2 m_2 \cos(q_2) \\
& + 2l_2 l_3 m_3 \cos(q_3)) \\
& - \dot{q}_3(\dot{q}_1(l_1 l_3 m_3 \sin(q_2 + q_3) + l_2 l_3 m_3 \sin(q_3)) \\
& + \dot{q}_2(l_1 l_3 m_3 \sin(q_2 + q_3) + l_2 l_3 m_3 \sin(q_3)) \\
& + \dot{q}_3(l_1 l_3 m_3 \sin(q_2 + q_3) + l_2 l_3 m_3 \sin(q_3))) \\
& - \dot{q}_2(\dot{q}_3(l_1 l_3 m_3 \sin(q_2 + q_3) + l_2 l_3 m_3 \sin(q_3)) \\
& + \dot{q}_1(l_1 l_3 m_3 \sin(q_2 + q_3) + l_1 l_2 m_3 \sin(q_2) + l_1 l_2 m_2 \sin(q_2)) \\
& + \dot{q}_2(l_1 l_3 m_3 \sin(q_2 + q_3) + l_1 l_2 m_3 \sin(q_2) + l_1 l_2 m_2 \sin(q_2))) \\
& + \ddot{q}_3(I_3 + l_3^2 m_3 + l_1 l_3 m_3 \cos(q_2 + q_3) + l_2 l_3 m_3 \cos(q_3)) \\
& - \dot{q}_1(\dot{q}_3(l_1 l_3 m_3 \sin(q_2 + q_3) + l_2 l_3 m_3 \sin(q_3)) \\
& + \dot{q}_2(l_1 l_3 m_3 \sin(q_2 + q_3) + l_1 l_2 m_3 \sin(q_2) + l_1 l_2 m_2 \sin(q_2))) \\
& + g m_3(l_2 \cos(q_1 + q_2) + l_1 \cos(q_1) + l_3 \cos(q_1 + q_2 + q_3)) \\
& + g m_2(l_2 \cos(q_1 + q_2) + l_1 \cos(q_1)) + g l_1 m_1 \cos(q_1)
\end{aligned}$$

Trayectoria de las juntas:

Cada una de las juntas va a seguir una trayectoria cúbica, empezando desde 0° hasta 90° en 1 segundo.

$$q(t) = a_0 + a_1 t + a_2 t^2 + a_3 t^3$$

$$\dot{q}(t) = a_1 + 2a_2 t + 3a_3 t^2$$

$$\ddot{q}(t) = 2a_2 + 6a_3 t$$

Las condiciones iniciales y finales son:

$$q(0) = a_0 = 0$$

$$\dot{q}(0) = a_1 = 0$$

$$q(1) = a_2 + a_3 = \frac{\pi}{2}$$

$$\dot{q}(1) = 2a_2 + 3a_3 = 0$$

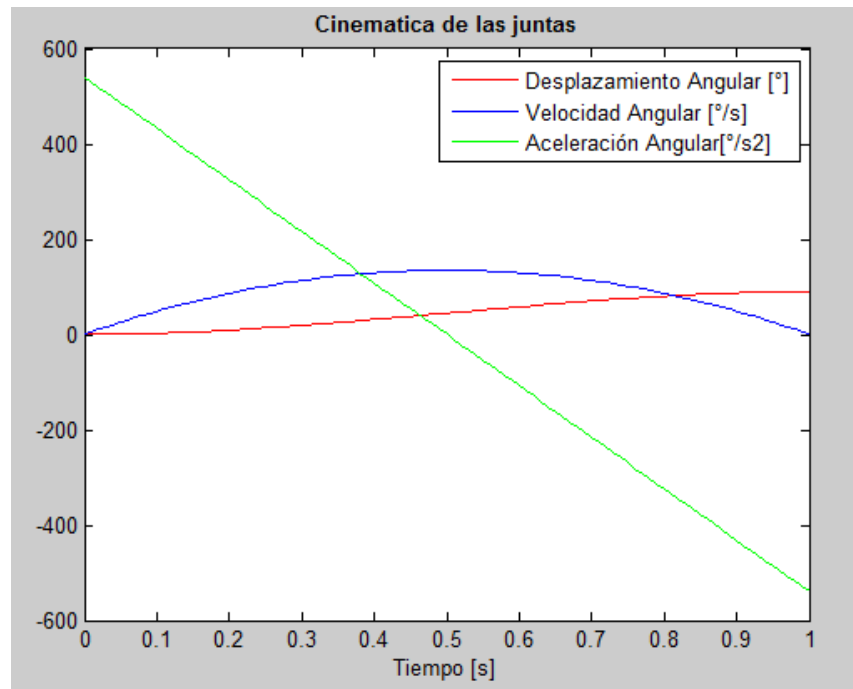
Resolviendo estas ecuaciones, la trayectoria está dada por la siguiente curva:

$$q(t) = \frac{3\pi}{2}t^2 - \pi t^3$$

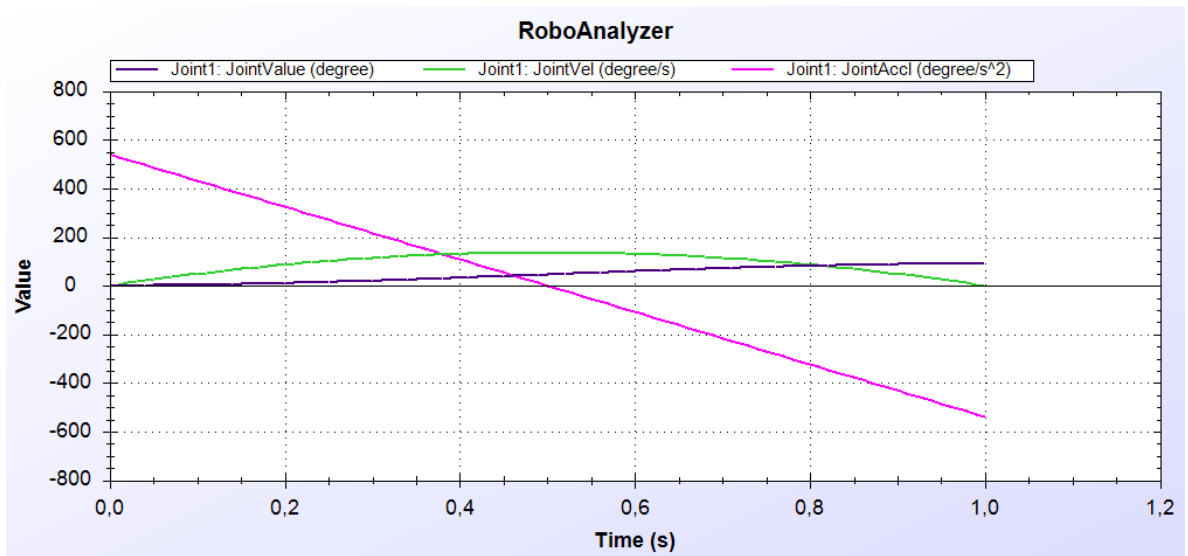
$$\dot{q}(t) = 3\pi t - 3\pi t^2$$

$$\ddot{q}(t) = 3\pi - 6\pi t$$

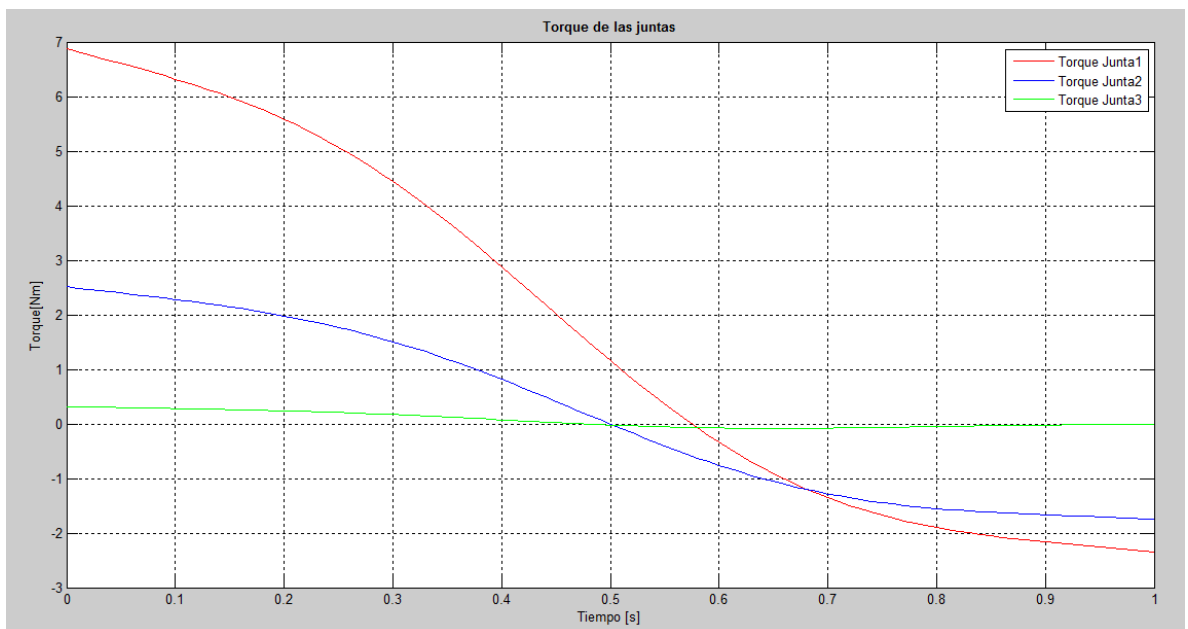
La siguiente imagen muestra la cinemática de las juntas calculadas en Matlab:



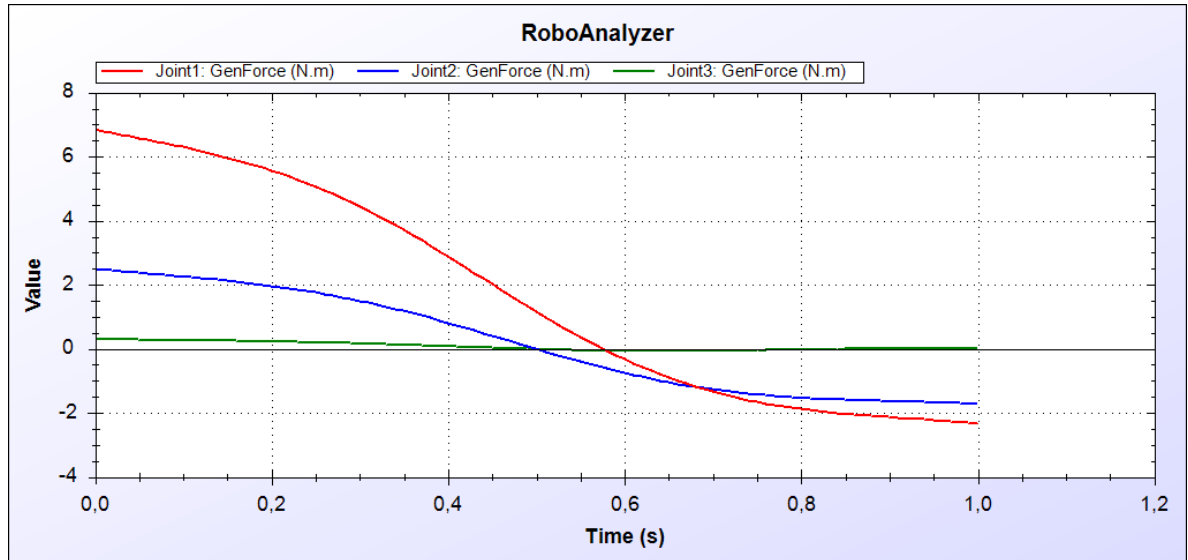
La siguiente imagen muestra la cinemática de las juntas dadas por RoboAnalyzer:



Utilizando las ecuaciones dinámicas halladas en Matlab, se encuentra que los torques de las juntas tienen el siguiente comportamiento:



Se procede a calcular los torques con el software RoboAnalyzer y se obtienen las siguientes curvas:



Observando las curvas dadas por el código creado en Matlab y por el software RoboAnalyzer se concluye que las curvas son similares en comportamiento y valores numéricos, por ende, la metodología utilizada para hallar los torques de las juntas del exoesqueleto es considerada válida.

ANEXO C. Datos Filtrados A Partir De Los Datos Suministrados Por WINTER, 2009.

DATOS FILTRADOS									
	Ángulos [Rad]			Velocidad Angular[Rad/s]			Aceleración Angular [Rad/s^2]		
Tiempo[seg]	AnkleRad	KneeRad	HipRad	VelAnkle	VelKnee	VelHip	AcelAnkle	AcelKnee	AcelHip
0,000	-0,3508	0,8308	-0,0436	-2,24	1,76	-0,81	-38,3	40,55	7,93
0,014	-0,3578	0,9146	-0,0087	-2,63	2,2	-0,69	-7,99	24,37	9,91
0,028	-0,3456	0,9896	0,0314	-2,47	2,46	-0,52	30,12	16,62	13,66
0,042	-0,3176	1,0542	0,0785	-1,77	2,67	-0,3	59,6	12,93	16,99
0,056	-0,2827	1,1065	0,1274	-0,77	2,83	-0,04	70,7	5,97	16,09
0,070	-0,2443	1,1414	0,1780	0,25	2,84	0,16	64,54	-8,17	7,69
0,084	-0,2059	1,1606	0,2251	1,08	2,6	0,18	46,87	-27,06	-7,32
0,098	-0,1728	1,1624	0,2670	1,59	2,07	-0,05	24,33	-44,04	-22,88
0,112	-0,1414	1,1467	0,3019	1,77	1,34	-0,47	4,14	-53,13	-32
0,126	-0,1134	1,1153	0,3299	1,71	0,55	-0,96	-8,73	-52,57	-31,67
0,140	-0,0908	1,0699	0,3508	1,52	-0,17	-1,38	-13,85	-44,3	-23,59
0,154	-0,0716	1,0123	0,3648	1,31	-0,72	-1,64	-13,32	-31,51	-11,54
0,168	-0,0559	0,9460	0,3770	1,14	-1,07	-1,71	-9,71	-17,12	0,9
0,182	-0,0436	0,8709	0,3857	1,04	-1,21	-1,61	-6,42	-3,98	10,98
0,196	-0,0349	0,7889	0,3910	0,96	-1,18	-1,4	-6,79	5,07	16,74
0,210	-0,0279	0,6981	0,3944	0,84	-1,06	-1,13	-10,34	8,5	17,58
0,224	-0,0227	0,6021	0,3927	0,66	-0,94	-0,89	-12,36	7,49	15,03
0,238	-0,0192	0,4992	0,3875	0,49	-0,85	-0,7	-9,52	4,99	11,6
0,252	-0,0140	0,3944	0,3770	0,39	-0,8	-0,56	-3,26	3,03	8,39

DATOS FILTRADOS									
	Ángulos [Rad]			Velocidad Angular[Rad/s]			Aceleración Angular [Rad/s^2]		
0,266	-0,0070	0,2880	0,3613	0,4	-0,76	-0,46	3,33	1,9	4,74
0,280	0,0017	0,1902	0,3421	0,49	-0,74	-0,43	7,14	1,14	-0,13
0,294	0,0122	0,1012	0,3194	0,6	-0,73	-0,47	4,92	0,45	-5,26
0,308	0,0227	0,0314	0,2985	0,63	-0,73	-0,58	-3,15	0,18	-8,17
0,322	0,0297	-0,0192	0,2775	0,51	-0,72	-0,7	-11,5	1,21	-7,39
0,336	0,0297	-0,0454	0,2601	0,3	-0,69	-0,79	-14,34	4,06	-4
0,350	0,0209	-0,0524	0,2443	0,1	-0,61	-0,81	-10,68	8,77	-0,17
0,364	0,0000	-0,0401	0,2286	-0,01	-0,44	-0,79	-4,17	15,06	3,12
0,378	<u>-0,0314</u>	<u>-0,0140</u>	<u>0,2147</u>	-0,02	-0,18	-0,73	0	22,07	5,7
0,392	-0,0070	-0,0105	0,2234	-0,01	0,19	-0,63	-1,14	28,41	6,92
0,406	-0,0436	0,0192	0,2129	-0,05	0,63	-0,53	-7,42	32,98	6,16
0,420	-0,0820	0,0524	0,2042	-0,22	1,13	-0,45	-17,46	35,54	3,95
0,434	-0,1134	0,0890	0,1990	-0,55	1,65	-0,41	-28,75	36,64	1,81
0,448	-0,1326	0,1292	0,1955	-1,04	2,18	-0,4	-37,44	37,19	1,24
0,462	-0,1361	0,1710	0,1972	-1,62	2,71	-0,38	-40,93	37,9	2,74
0,476	-0,1257	0,2112	0,2007	-2,21	3,26	-0,32	-40,94	39	5,62
0,490	-0,1047	0,2443	0,2025	-2,79	3,83	-0,22	-41,67	40,04	8,61
0,504	-0,0803	0,2688	0,1990	-3,4	4,41	-0,08	-43,21	39,95	11,23
0,518	-0,0541	0,2827	0,1885	-4,03	4,97	0,1	-38,18	37,59	14,31
0,532	-0,0314	0,2845	0,1710	-4,5	5,48	0,33	-17,72	32,25	18,85
0,546	-0,0105	0,2775	0,1501	-4,54	5,9	0,64	18,41	23,44	24,81
0,560	0,0070	0,2653	0,1257	-3,97	6,15	1,04	59,42	10,87	31,17

DATOS FILTRADOS									
	Ángulos [Rad]			Velocidad Angular[Rad/s]			Aceleración Angular [Rad/s^2]		
0,574	0,0209	0,2478	0,1012	-2,84	6,21	1,53	91,15	-4,8	36,24
0,588	0,0367	0,2304	0,0785	-1,36	6,02	2,08	104,21	-21,92	38,01
0,602	0,0489	0,2147	0,0611	0,14	5,58	2,62	96,45	-38,75	34,78
0,616	0,0593	0,1990	0,0471	1,4	4,91	3,07	72,74	-53,72	26,42
0,630	0,0681	0,1868	0,0349	2,22	4,04	3,38	42,5	-65,55	14,66
0,644	0,0733	0,1763	0,0262	2,61	3,03	3,49	15,01	-74,32	1,29
0,658	0,0803	0,1641	0,0192	2,65	1,92	3,41	-3,93	-80,71	-12,63
0,672	0,0855	0,1536	0,0140	2,5	0,73	3,13	-13,24	-83,96	-25,25
0,686	0,0925	0,1431	0,0070	2,28	-0,48	2,69	-16,29	-82,7	-33,71
0,700	0,1030	0,1326	0,0000	2,03	-1,64	2,17	-17,51	-76,99	-36,16
0,714	0,1117	0,1222	-0,0087	1,77	-2,69	1,66	-18,73	-68,11	-32,81
0,728	0,1169	0,1117	-0,0209	1,5	-3,59	1,23	-19,65	-57,74	-25,82
0,742	0,1204	0,1030	-0,0314	1,21	-4,34	0,92	-19,37	-48,02	-8,62
0,756	0,1204	0,0942	-0,0436	0,94	-4,96	0,7	-17,21	-40,91	-14,21
0,770	0,1204	0,0908	-0,0541	0,72	-5,51	0,51	-13,87	-37,09	-13,55
0,784	0,1187	0,0890	-0,0646	0,55	-6,02	0,31	-10,79	-35,35	-15,62
0,798	0,1187	0,0960	-0,0733	0,41	-6,52	0,06	-7,88	-32,9	-18,75
0,812	0,1187	0,1082	-0,0803	0,32	-6,96	-0,23	-3,38	-26,57	-21,73
0,826	0,1134	0,1274	-0,0855	0,31	-7,28	-0,56	3,27	-14,15	-23,63
0,840	0,1030	0,1553	-0,0908	0,42	-7,37	-0,9	9,14	4,76	-23,22
0,854	0,0838	0,1902	-0,0977	0,58	-7,14	-1,22	10,06	28,98	-19,01
0,868	0,0559	0,2321	-0,1030	0,7	-6,54	-1,45	4,8	56,01	-10,61

DATOS FILTRADOS									
	Ángulos [Rad]			Velocidad Angular[Rad/s]			Aceleración Angular [Rad/s^2]		
0,882	0,0209	0,2827	-0,1065	0,71	-5,54	-1,52	-4,67	81,46	-0,51
0,896	-0,0244	0,3421	-0,1082	0,57	-4,21	-1,46	-16,27	99,89	6,98
0,910	-0,0768	0,4102	-0,1082	0,25	-2,68	-1,32	-29,67	107,07	9,49
0,924	-0,1396	0,4852	-0,1047	-0,28	-1,15	-1,19	-44,2	101,58	8,22
0,938	-0,2059	0,5655	-0,0995	-1,02	0,22	-1,09	-54,99	85,39	6,14
0,952	-0,2688	0,6528	-0,0873	-1,85	1,3	-1,01	-53,1	63,88	5,89
0,966	-0,3194	0,7418	-0,0698	-2,53	2,05	-0,92	-31,93	43,96	8,35