



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA

Facultad de Ciencias de la Electrónica

Maestría en Ingeniería Electrónica,
Opción Instrumentación Electrónica

Tesis para obtener el grado de:
MAESTRO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA

“SISTEMA PARA TERAPIA ACTIVA
DE MIEMBROS INFERIORES EN
HUMANOS”

Presenta

Lic. Luis Manuel Martínez López *

Asesores

Dra. Luz del Carmen Gómez Pavón

M.I. Cesar Augusto Arriaga Arriaga

Puebla, Pue. Febrero 2019

Resumen

En México, uno de los más grandes problemas de discapacidad corresponde a la afectación motriz de los miembros inferiores y con ello se presentan las limitaciones al caminar, subir y bajar escaleras, y en ocasiones simplemente ponerse de pie. Para el tratamiento de estas afectaciones, se tienen aparatos ortopédicos para la asistencia de la movilidad como lo son bastones, sillas de ruedas, andaderas, entre otros. Además se cuenta con órtesis tipo tutor para la corrección de afectaciones en las articulaciones, logrando evitar deformidades y futuras complicaciones. Los pacientes aparte de utilizar estos aparatos recurren a centros de rehabilitación para un tratamiento de fisioterapia, lo que permite tener una valoración constante de la evolución del padecimiento y mejorar su movilidad.

Con el crecimiento tecnológico en los últimos años, se han desarrollado órtesis automatizadas que permiten ejercer movilidad sobre las extremidades con algún tipo de afectación motriz. Desafortunadamente, la mayoría de los centros de rehabilitación no cuentan con estos sistemas automatizados para la atención de los pacientes. Los sistemas automatizados permiten ejecutar terapias de un modo más cómodo para el paciente, debido a que proporciona la sensación de moverse por su cuenta, así mismo, el fisioterapeuta ya no necesitará mantener su total atención a ese paciente, lo que brinda un espacio de tiempo en el cual se podrá tratar a otra persona durante la misma sesión.

Para el desarrollo de órtesis automatizadas, se deben de tener algunos conocimientos clave en las áreas de medicina, física, mecánica y electrónica para lograr instrumentar todo de forma adecuada y con ello se podrá obtener un sistema que sea eficaz para ser utilizados en las personas sin dañar su integridad física y mental.

Por todo lo anterior, el presente trabajo de tesis pretende generar interés sobre la investigación de este tipo de sistemas, para que en un futuro no muy lejano se tengan más colaboraciones con los centros de rehabilitación, para brindar asistencia a un mayor número de personas y dar continuidad al trabajo mejorando cada vez más la movilidad y el confort.

Índice general

Índice de figuras	V
Índice de tablas	VIII
1. Introducción	1
1.1. Discapacidad en México	2
1.2. Órtesis automatizadas	3
1.3. Justificación	7
1.4. Objetivos	8
1.4.1. Objetivo general	8
1.4.2. Objetivos específicos	8
1.5. Descripción de la tesis	8
2. Conceptos generales	10
2.1. Cuerpo humano	10
2.1.1. Anatomía humana	10
2.1.2. Aparato locomotor	13
2.1.3. Biomecánica	14
2.2. La marcha	15
2.2.1. Definición	15
2.2.2. Ciclos y fases de la marcha	15
2.2.3. Intervalos	16
2.2.4. Velocidad	20
2.2.5. Enfermedades neuromusculares	20
2.3. Órtesis	21
2.4. Antropometría mexicana	22
3. Análisis, diseño y construcción de la estructura mecánica del exoesqueleto	24
3.1. Selección de materiales para la estructura mecánica	24
3.2. Pruebas de ensayo de tracción sobre los materiales seleccionados	25
3.3. Resultados experimentales de las pruebas de ensayo tracción	27
3.4. Diseño de la estructura mecánica del exoesqueleto	31
3.5. Consideraciones del sistema mecánico	32
3.6. Selección de actuador	34
3.7. Implementación del MEF a la estructura mecánica	36
3.8. Construcción del exoesqueleto	40

3.8.1.	Prototipos de la estructura mecánica del exoesqueleto	40
3.8.2.	Manufactura del prototipo final	42
3.9.	Sistema para terapia activa de miembros inferiores en humanos	43
4.	Desarrollo del control de movimiento del exoesqueleto	44
4.1.	Cinemática y dinámica del sistema mecánico en la cadera	44
4.1.1.	Cinemática directa	46
4.1.2.	Aplicación de la cinemática directa	46
4.1.3.	Gráficas de los movimientos de la estructura mecánica sobre la articulación de la cadera	48
4.1.4.	Teorema de Euler	51
4.1.5.	Jacobiano	53
4.2.	Sistema de control	54
4.2.1.	Software de Usuario	54
4.2.2.	Interfaz electrónica	58
4.3.	Resultados experimentales del control del exoesqueleto	61
5.	Conclusiones	64
A.	Método del Elemento Finito	66
B.	Ponencias en Congresos	74
	Bibliografía	77

Índice de figuras

1.1. Porcentaje de población con discapacidad, por tipo de discapacidad. INEGI 2014 [1].	2
1.2. Sistemas automatizados para terapia de miembros inferiores. a) Sistema LOKOAT de terapia pasiva [10]. b) Sistema eLegs de terapia activa [11].	4
2.1. Estructura ósea y muscular de los miembros inferiores.	10
2.2. Planos que dividen al cuerpo humano.	11
2.3. Representación de las articulaciones y de los distintos movimientos que realizan.	11
2.4. Movimientos de abducción y aducción de cadera.	12
2.5. Movimientos de flexión y extensión de cadera.	12
2.6. Movimientos de flexión y extensión de rodilla.	13
2.7. Movimientos de flexión y extensión del tobillo.	13
2.8. Tipos de palancas presentes en el cuerpo humano.	15
2.9. Representación del ciclo de la marcha.	16
2.10. Representación de las fases de la marcha por porcentajes.	16
2.11. Grado de libertad de la cadera dentro del primer intervalo de la marcha.	17
2.12. Grados de libertad de la rodilla dentro del primer intervalo de la marcha.	18
2.13. Grados de libertad del tobillo dentro del primer intervalo de la marcha.	18
2.14. Grado de libertad de la cadera dentro del segundo intervalo de la marcha.	19
2.15. Grado de libertad de la rodilla dentro del segundo intervalo de la marcha.	19
2.16. Grado de libertad del tobillo dentro del segundo intervalo de la marcha.	19
2.17. Grados de libertad de cadera, rodilla y tobillo dentro del tercer intervalo de la marcha.	19
3.1. Diseño de una probeta siguiendo las normas DIN50125. a) Dimensiones de la probeta. b) Vista renderizada de la probeta.	26
3.2. Torno CNC HASS ST-20Y.	26
3.3. Probetas con cada aleación de metal siguiendo las normas DIN50125.	26
3.4. Maquina de fatiga Shimadzu, modelo AG-IC 100kN ²	27
3.5. Esquema de medición del ensayo de tracción.	27
3.6. Montaje de las probetas. a) Sujetadores. b) Acero 304. c) Acero 316. d) Aluminio 6061. e) Aluminio 7075.	28
3.7. Desplazamiento de probetas. a) Acero 304. b) Acero 316. c) Aluminio 6061. d) Aluminio 7075.	28
3.8. Gráficas de esfuerzos en diferentes metales. a) Acero 304. b) Acero 316. c) Aluminio 6061. d) Aluminio 7075.	29

3.9. Aplicación del Método de Elemento Finito sobre las probetas a través del software de Catia V5. a) Probeta de acero 316. b) Probeta de aluminio 7075.	30
3.10. Propuestas de diseño de la estructura mecánica del sistema de rehabilitación. a) Versión 1. b) Versión 2. c) Versión 12. d) Versión 15. Versión 20.	32
3.11. Modelo 3D de la estructura mecánica. a) Diseño de la estructura mecánica. b) Vista segmentada de los componentes de la estructura mecánica.	32
3.12. Rodamientos.	34
3.13. Tipo de perfiles propuestos. a) Perfil plano. b) Perfil tubular. c) Perfil cuadrado.	34
3.14. Actuadores propuestos en el diseño del sistema mecánico. a) Motor rotativo MAXON. b) Motor prismático POLOLU.	35
3.15. Montura del actuador lineal sobre la estructura mecánica. a) Colocación del actuador. b) Movimiento producido por el actuador.	36
3.16. MEF sobre la estructura mecánica. a) Estructura vista de diseño. b) Estructura vista renderizada. c) Estructura vista con tensión aplicada.	36
3.17. MEF sobre la extremidad derecha de la estructura mecánica. a) Estructura vista renderizada. b) Estructura dividida en mayas. c) Estructura vista con tensión aplicada.	37
3.18. MEF sobre la articulación del tobillo en extremidad derecha. a) Vista de diseño. b) Vista renderizada. c) Vista con tensión aplicada.	38
3.19. MEF sobre la extremidad derecha de la estructura mecánica. a) Vista de diseño. b) Vista renderizada. c) Vista con tensión aplicada.	38
3.20. MEF sobre la extremidad derecha de la estructura mecánica. a) Pieza de soporte de rodilla A. b) Pieza de soporte de rodilla B. c) Perfil. d) Rodamiento 60mm. e) Rodamiento 22mm. f) Tornillo de sujeción. g) Tornillo del eje.	39
3.21. MEF sobre la extremidad derecha de la estructura mecánica. a) Vista de diseño. b) Vista renderizada. c) Vista con tensión aplicada.	39
3.22. MEF sobre la extremidad derecha de la estructura mecánica. a) Conector del eje del actuador con la cadera. b) Conector del soporte y eje del actuador. c) Pieza base de la articulación. d) Articulación de la cadera. e) Parte anterior de la cadera. f) Rodamiento 60mm. g) Rodamiento 22mm. h) Tornillo de sujeción al motor. i) Tornillo de sujeción con la articulación. j) Tornillo del eje.	40
3.23. Herramientas de impresión. a) Impresora 3D. b) Software impresión 3D.	41
3.24. Estructura mecánica construida. a) Estructura mecánica recta. b) Estructura mecánica flexionada. c) Estructura mecánica flexionada. d) Estructura mecánica flexionada. e) Estructura mecánica flexionada.	41
3.25. Máquina CNC HASS modelo V2SS.	42
3.26. Piezas de la estructura en aluminio.	43
3.27. Sistema para terapia activa completo.	43
4.1. Modelo esquemático de los elementos de la cadera.	45
4.2. Modelo esquemático simplificado de los elementos de la articulación de la cadera para el análisis cinemático.	45
4.3. Ángulos producidos por la carrera del actuador.	48
4.4. Desplazamiento del extremo final del actuador en el plano sagital.	48
4.5. Desplazamiento de la articulación en el plano sagital.	49
4.6. Ángulos producidos por la carrera del actuador.	50

4.7. Desplazamiento del extremo final del actuador en el plano sagital.	50
4.8. Desplazamiento de la articulación en el plano sagital.	50
4.9. Desplazamiento de la articulación en el plano sagital.	51
4.10. Órtesis automatizadas.	55
4.11. Sensor IMU.	56
4.12. Tarjeta Arduino MEGA 2560.	56
4.13. Diagrama de flujo del código de Arduino.	56
4.14. Ventana en Matlab para la interface de datos con arduino.	57
4.15. Ventana en Matlab para la interface de datos con arduino.	58
4.16. Optoacoplador MOC 8050.	59
4.17. Diagrama esquemático del puente H.	59
4.18. Circuito para el control de la activación de los actuadores.	60
4.19. Circuitos para la activación de los actuadores.	60
4.20. Conexión de circuitos digital y potencia.	61
4.21. Movimiento sobre la articulación de la cadera.	61
4.22. Desplazamiento mínimo y máximo del prototipo de la estructura.	62
4.23. Movimiento sobre la articulación de la cadera.	62
4.24. Máximo ángulo de extensión.	63
4.25. Máximo ángulo de extensión.	63
A.1. Elementos unidimensional, bidimensional y tridimensional discretizados. . . .	68
A.2. Programas CAD/CAE.	71
B.1. Portada de la publicación del Congreso Nacional de Robótica y Mecatrónica.	75
B.2. Artículo presentado en Congreso.	75
B.3. Constancia de participación en Congresol.	75
B.4. Portada de la publicación del Congreso COMROB.	76
B.5. Artículo presentado en Congreso.	76
B.6. Constancia de participación en Congreso.	76

Índice de tablas

1.1. Porcentaje de discapacidad según el grupo de edad [1].	3
1.2. Características de los exoesqueletos.	6
2.1. Posiciones dentro de un ciclo de marcha.	17
2.2. Porcentaje de peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo. .	22
2.3. Promedio de peso y estatura en relación a la edad del mexicano.	23
3.1. Resultados de las pruebas de ensayo tracción.	29
3.2. Propiedades de los materiales seleccionados.	30
3.3. Características de esfuerzos sobre las articulaciones.	34
4.1. D-H del sistema mecánico de la cadera	46
A.1. Biblioteca de muestras de elemento finito.	68
A.2. Biblioteca de muestras de elemento finito (Continuación).	69

Capítulo 1

Introducción

El principal tipo de discapacidad en México es el que afecta las funciones motrices relacionadas con la marcha, causado por enfermedades neuro-musculares, lesiones o simplemente por el envejecimiento. Para poder brindar la atención adecuada a cada tipo de afectación de los miembros, los cuales se dividen en muslo, pierna y pie, así como articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, la asistencia a las personas con algún tipo de discapacidad motriz se da a través de centros de rehabilitación. Sin embargo, las instituciones gubernamentales como el CREE, DIF e IMSS, no cuentan con estos sistemas, solamente el CRIT, el cual es una institución privada, cuenta con un sistema de órtesis automatizada para terapia de miembros inferiores [1, 2].

Debido a que los sistemas de órtesis automatizadas son relativamente nuevos, existe poca difusión y por lo tanto información sobre la forma de adquirirlos y de los padecimientos que pueden ser atendidos. La mayoría de las órtesis que se encuentran en el mercado actual, suelen ser desarrollados en otros países, por lo que los costos tienden a elevarse al importarlos al país. Para el uso de estos sistemas, se requiere de una evaluación previa de un especialista en terapia física, con el fin de brindar una rutina de entrenamiento adecuada. Entre las ventajas de adquirir un sistema de órtesis automatizada para la asistencia de la marcha, está la de apoyar a un mayor número de personas en una menor cantidad de tiempo en las terapias, además de una mejor valoración al monitorear la evolución de la actividad física del paciente y presentar una mejora en el tono muscular, la circulación, fortalecimiento del corazón y los pulmones, evita la pérdida de densidad ósea, mejora las funciones digestivas, ayuda a la salud mental y mejorar la calidad del sueño [3, 4].

Tomando en cuenta lo mencionado anteriormente, se plantea en este trabajo de tesis de maestría el diseño mecánico para un sistema de terapia activa automatizada enfocada en la rehabilitación de los miembros inferiores con la finalidad de apoyar al paciente a realizar la acción de la marcha. El sistema estará enfocado para el tratamiento de enfermedades neuro-musculares en las que el cuerpo aún registre actividad electromiográfica, como lo son personas con un bajo índice de masa muscular, la cual puede ser provocada por largos periodos de tiempo inmovilizado después de alguna lesión, o como la paresia epástica que provoca rigidez, debilidad y en ocasiones deformaciones óseas en una de las extremidades inferiores. Dicho sistema está enfocado en la población latinoamericana, por lo que es importante identificar los rasgos anatómicos característicos en la región y así tener un criterio de los esfuerzos

que se estarán aplicando sobre la estructura, para posteriormente seleccionar un sistema de actuación adecuado para movilizar la estructura.

1.1. Discapacidad en México

Tomando en cuenta que los sistemas de terapia física automatizados son desarrollados en el extranjero, se deben considerar varios aspectos de la población para el desarrollo de un prototipo a nivel local, entre ellos está el índice de discapacidad para comprobar la fiabilidad del proyecto a desarrollar y aunado a esto, se requiere del conocer la información antropométrica de la población, de otro modo, sería complicado colocar una estructura pensada para personas de otros países a la población local, lo que se traduce en afectaciones o lesiones posteriores a su uso.

En los últimos años, el interés por igualar las oportunidades para las personas con discapacidad ha ido incrementándose en México, prueba de ello es la generación de programas nacionales, por ejemplo el Programa Nacional para el Desarrollo y la Inclusión de las Personas con Discapacidad, en el cual se incita a las instituciones a desarrollar estudios de investigación para apoyar la toma de decisiones con base en la evidencia científica, así como la generación de tecnología de vanguardia para personas con discapacidad, entre otros objetivos [5].

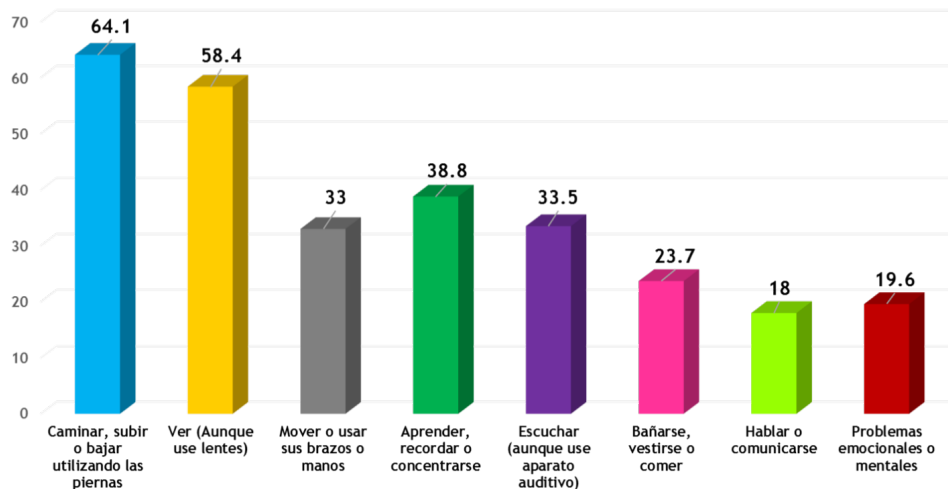


Figura 1.1: Porcentaje de población con discapacidad, por tipo de discapacidad. INEGI 2014 [1].

En México de acuerdo al Censo del INEGI en el año 2014, las personas con algún tipo de discapacidad eran 7.2 millones, lo que representa el 6 % de la población total y el 64.1 % de ésta padece alguna limitación para caminar o moverse [1] tal como se muestra en la figura 1.1, éste es el tipo de discapacidad más presente en nuestro país, solo seguido por la discapacidad visual.

En la tabla 1.1 se puede observar que a partir de los 30 años es más frecuente que se llegue a adquirir un padecimiento que afecte la capacidad motriz de los miembros inferiores, aunque el riesgo de lesión o enfermedad se dispara después de los 60 años [1].

Tipos de discapacidad	Grupos de edad			
	0 a 14 años	15 a 29 años	30 a 59 años	60 años y más
Caminar, subir o bajar usando sus piernas	36.2	32.1	56.2	81.3
Ver (aunque usen lentes)	26.9	44.6	58.2	67.2
Mover o usar sus brazos o manos	14.1	18.2	28.5	42.7
Aprender, recordar o concentrarse	40.8	31.5	32.1	44.6
Escuchar (aunque usen aparato auditivo)	13.4	18.5	24.2	46.9
Bañarse, vestirse o comer	37.4	16.4	14.5	29.3
Hablar o comunicarse	45.6	28.5	13.4	14.0
Problemas emocionales o mentales	26.6	28.0	20.1	16.3

Tabla 1.1: Porcentaje de discapacidad según el grupo de edad [1].

En promedio, el estado de Puebla cuenta con el 5.2 % del total de la población con alguna discapacidad, siendo más específico, el 4.9 % de la población total masculina y el 5.6 % de la población total femenina. Aunque el estado se encuentra dentro de la media en cuanto a el índice de discapacidad, tomando en cuenta que en el país viven 7.2 millones de personas que sufren alguna discapacidad, solo en el estado de Puebla la población que sufre algún tipo de discapacidad asciende a 374,000 personas, las cuales necesitan asistir a un centro de rehabilitación regularmente, independientemente de cual sea su discapacidad [1].

1.2. Órtesis automatizadas

La robótica en la fisioterapia ha ido evolucionando conforme pasan los años, las nuevas tecnologías permiten desarrollar órtesis relativamente pequeñas y ligeras. La contribución más clara de la robótica aplicada se da en la rehabilitación de las funciones motrices, trabajando de forma general o específica dependiendo del tipo de padecimiento. Desafortunadamente, este tipo de órtesis no se encuentran al alcance de todo el mundo, en nuestro país pocos centros de rehabilitación cuentan con sistemas de órtesis automatizadas de tipos pasivo y aún menos de tipo activo, por ello la importancia de investigar y desarrollar estos sistemas.

El término más para hacer referencia a estos sistemas automatizados es *exoesqueletos*. *Exo* viene del griego *éxo*, que significa exterior y *skeleto* quiere decir esqueleto. En general, el vocablo exoesqueleto se refiere a cualquier estructura externa, y en ocasiones articulada, que sostiene y/o protege los tejidos blandos de cualquier animal incluyendo al ser humano. Este concepto aplica en el caso de los exoesqueletos médicos, destinados a personas con discapacidad o problemas de movilidad, donde la parte mecánica robotizada realiza los movimientos que el usuario no puede hacer por sí mismo [6].

El diseño de estos mecanismos, se concibe con la ayuda de distintas disciplinas como la medicina, electrónica, física y mecánica. Dentro del campo de la electrónica, se reconoce a la instrumentación electrónica y al control, como partes fundamentales del sistema; la instrumentación, se encarga de recolectar la información útil para ser enviada a un procesador central, el cual contiene las estrategias de control necesarias para tomar una decisión de acuerdo con la información recibida [29]. Para lograrlo, la estructura mecánica se adapta al cuerpo con sistemas de procesamiento y sensado para la toma de decisiones en la ejecución de una acción por medio de actuadores, con lo cual se podrá realizar la tarea que el usuario requiera.

Los sistemas automatizados para terapia física, se pueden dividir en dos tipos esenciales: pasivos y activos. Los modelos de tipo pasivo son aquellos que trabajan con los movimientos pre-programados y sin retroalimentación de la parte humana. Este tipo de sistemas se utiliza cuando las personas sufren enfermedades o alguna discapacidad en las piernas que no permitan movimiento alguno, y requieren de la introducción de parámetros de entrada como velocidad, tipo de movimiento, tiempo de rutina, entre otras [9], un ejemplo comercial de tipo pasivo es el LOKOMAT el cual se muestra en la figura 1.2a.

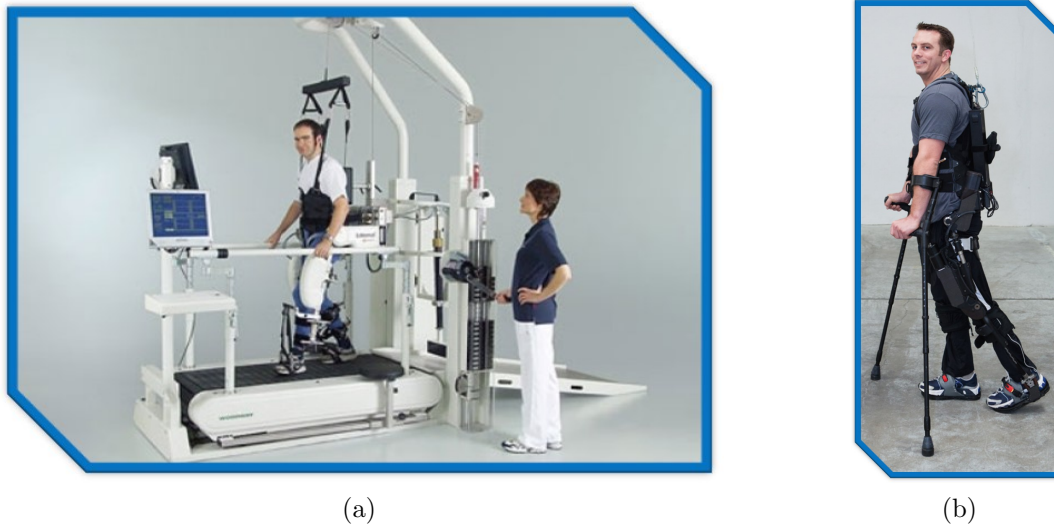


Figura 1.2: Sistemas automatizados para terapia de miembros inferiores. a) Sistema LOKOMAT de terapia pasiva [10]. b) Sistema eLegs de terapia activa [11].

En cuanto a las órtesis exoesqueléticas de tipo activo, se utilizan en personas que tienen algún déficit de movimiento, pero que tienen la suficiente fuerza para poder sostenerse en pie o al menos lograr emitir impulsos o señales que hagan referencia a la acción que pretende realizar. Estos sistemas cuentan con una etapa de control no lineal por lo cual cuenta con una retroalimentación, ésta será proporcionada por el usuario en tiempo real al transmitir

las señales biológicas y del propio sistema de la estructura mecánica a través de sensores, los cuales serán los encargados de transmitir las señales al controlador, este será el responsable de interpretar todos los datos que reciba, de tal modo que el paciente ejercerá alguna rutina sin la necesidad de una programación previa al ejecutar los movimientos, un ejemplo de estos sistemas se muestra en la figura 1.2b.

Actualmente, existe una serie de compañías e instituciones que se encargan del desarrollo de los exoesqueletos de tipo activo, pero ya que la mayoría se encuentran en fases experimentales no se cuenta con mucha información al respecto. Con la búsqueda de características esenciales de exoesqueletos comerciales o en desarrollo, fue posible obtener la tabla 1.2, en donde se muestran especificaciones físicas de diversas órtesis, además, se presenta la información de su origen, distribución y costos. Cabe remarcar que la mayoría de los modelos aún no están a la venta, por lo que la información sobre costos son valores reales o aproximados obtenidos de foros, exceptuando los modelos comerciales.

No.	NOMBRE	ARTICULACIÓN	MATERIALES	PESO	FASE	DISTRIBUCIÓN	PAÍS DE ORIGEN	COSTO (Dólares)	EMPRESA
1	ARKE	Cadera y rodilla	Aluminio, acero y fibra de carbono	-	Experimental y venta	Local	E. U.	\$ 80,000.00	BIONIC Lab. Co.
2	ATLANTE	Cadera, rodilla y tobillo	-	-	Experimental	Local	Francia	\$ 85,000.00	Wandercraft
3	eLegs	Cadera y rodilla	Aluminio	20 kg	Experimental	Local	E. U.	\$100,000.00	Berkely Bionics
4	FOURIER X1	Cadera y rodilla	Aluminio	20 kg	Experimental	Local	China	\$ 87,000.00	Fourier
5	HAL 3	Cadera y rodilla	-	12 kg	Experimental	Local	Japón	\$ 96,000.00	Ciberdyne
6	HANK	Cadera, rodilla y tobillo	Aluminio	12 kg	Experimental	Local	Unión Europea	\$ 80,000.00	GOGOA
7	INDEGO	Cadera y rodilla	-	12 kg	Experimental	Local	E. U.	\$ 70,000.00	Parker Hannifin Corp
8	PHOENIX	Cadera, rodilla y tobillo	-	12.3 kg	Experimental	-	E. U.	\$ 45,000.00	Suit X
9	Proyecto BIOMOT	Cadera, rodilla y tobillo	-	-	Experimental	-	Colaborativo	-	Comisión de la Unión Europea
10	ReWalk	Cadera y rodilla	-	-	Experimental y venta	Local y exportación	Israel	\$ 69,500.00	ReWalk Robotics
11	REX	Cadera y rodilla	Aluminio	38 kg	Experimental y venta	Local	Nueva Zelanda	\$110,000.00	REX Bionics
12	ROKI	Cadera y rodilla	Fibra de carbono	18 kg	Experimental y venta	Local y exportación	México	Renta	ROKI Robotics

Tabla 1.2: Características de los exoesqueletos.

1.3. Justificación

En los últimos años, el tema de la discapacidad ha tenido un significativo incremento en cuanto a la atención brindada por parte de los profesionales de la salud y la sociedad en conjunto, esto se ve reflejado con base en la información brindada por el INEGI respecto al censo del año 2014 [1]. Los problemas, dificultades y barreras que enfrentan las personas con alguna discapacidad han sido expuestas y analizadas públicamente y cada vez son más las personas, instituciones y asociaciones que se suman a la tarea de mejorar las condiciones de vida y bienestar personal de este grupo poblacional.

Desafortunadamente, un gran número de la población que tiene alguna discapacidad pertenece a familias de escasos recursos y radican en comunidades alejadas de clínicas o centros de rehabilitación, por lo que no existen las condiciones para llevar a acabo sus respectivas terapias. Los sistemas de órtesis automatizadas de tipo activo son una opción viable para poder llevarlas a comunidades lejanas, debido a que no requieren de un gran espacio para almacenarse y su peso es relativamente bajo en comparación con otros sistemas de rehabilitación, siendo estas tecnologías portátiles que ayudan de forma significativa el entorno familiar y social.

Una órtesis automatizada o exoesqueleto, como se le conoce de manera más común, enfocado en la rehabilitación de las extremidades inferiores de forma activa debe ser implementado para personas con poca fortaleza muscular o algún tipo de déficit en sus articulaciones, y deben de cumplir con un rango de movilidad propio de cada una de ellas. Al utilizar un exoesqueleto de tipo activo, brindará al usuario un mayor índice de masa muscular y un aumento considerable en el rango de movilidad de las articulaciones, así mismo obtener una mayor firmeza al andar y reducir los riesgos de accidentes o lesiones en las terapias.

Los sistemas de órtesis automatizadas pueden ser utilizados sin la necesidad de que se encuentre presente un fisioterapeuta, aunque se requiere de una valoración previa del grado de discapacidad y con ello definir una rutina apropiada para su uso. La finalidad de la rutina, es la de no dañar la integridad del paciente, y de este modo adecuarla conforme a la evolución de su desempeño físico. Gracias a su practicidad en cuanto a tamaño, peso y operación, es una buena opción para brindar asistencia en comunidades alejadas, en donde no se cuente con centros de rehabilitación.

La investigación de tecnologías, en el ámbito de la medicina sobre el desarrollo de estos sistemas en nuestro país, es la clave para dar pie a la continuidad y desarrollo de los mismos, ampliando así el interés y lograr colaboraciones importantes con investigadores de diferentes áreas y llegar a posicionar estos sistemas en un mayor número de centros de rehabilitación, generando así un gran impacto social de manera positiva.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Diseñar, analizar y desarrollar un sistema de terapia activa para rehabilitación en miembros inferiores enfocado en la marcha.

1.4.2. Objetivos específicos

1. Revisar el diseño de estructuras mecánicas de los sistemas automatizados para terapia activa asistida de miembros inferiores.

2. Revisar y analizar la teoría del Método del Elemento Finito implementado para el análisis y síntesis de estructuras mecánicas.

3. Diseñar la propuesta para el mecanismo de la estructura exoesqueletica con ayuda de un software de diseño y desarrollo CAD/CAE.

4. Proponer y analizar los materiales para el sistema mecánico propuesto.

5. Realizar el análisis computacional por medio del Método de Elemento Finito del sistema mecánico propuesto con el material analizado.

6. Optimizar el diseño, estructura y/o materiales con base en los resultados obtenidos de los análisis.

7. Llevar a cabo la construcción de la estructura del sistema propuesto y analizado.

8. Determinar el modelo cinemático y dinámico de la articulación.

9. Identificar un sistema de control para el movimiento y estabilidad del sistema mecánico para la articulación seleccionada y adaptarlo al comportamiento del sistema construido.

10. Integrar el sistema de control propuesto sobre el sistema y realizar pruebas de su funcionamiento.

1.5. Descripción de la tesis

En el capítulo 2 se presenta información sobre los aspectos anatómicos del cuerpo humano necesarios para la creación de la parte mecánica y se dará una descripción de los conceptos generales necesarios para poder entender la terminología usada en este trabajo de tesis, necesarios para el diseño y construcción de la estructura mecánica propuesta.

En el capítulo 3 se presenta el análisis de los materiales propuestos tanto utilizando la Ingeniería Asistida por Computadora y experimentalmente para realizar el diseño de la estructura mecánica tomando en cuenta los resultados obtenidos del análisis de materiales y finalmente se presenta la construcción de la estructura mecánica.

En el capítulo 4 se presenta el modelo matemático obtenido para la articulación de la cadera y la simulación de este modelo realizada en Matlab y la implementación del control de la estructura que se divide en el software de usuario y la interfaz electrónica..

En el capítulo 5 se dan las conclusiones generales del trabajo desarrollado en el presente trabajo de tesis.

Adicionalmente, se incluye dos apéndices, en el apéndice A se presenta la teoría del Método del Elemento Finito y en el apéndice B se presentan las constancias de participación en congresos, así como las publicaciones arbitradas correspondientes.

Capítulo 2

Conceptos generales

En este capítulo se presenta información sobre el aspectos anatómicos del cuerpo humano necesarios para la creación de la parte mecánica.

2.1. Cuerpo humano

2.1.1. Anatomía humana

La anatomía del ser humano se conforma principalmente de articulaciones, músculos y estructuras óseas, estas a su vez pueden ser separadas en cabeza, tronco y extremidades, en donde las últimas se separan en miembros superiores e inferiores. En correspondencia con el presente trabajo, solo se abordarán los miembros inferiores.

Los seres humanos tenemos la capacidad de caminar, correr o brincar sin brindar importancia a la complejidad del control que tenemos sobre los movimientos de nuestras piernas. Esto se debe al arreglo y afinación donde sobresalen la estabilidad y robustez haciéndolos más fáciles de controlar. La estructura de la pierna humana se divide en diferentes formas, una de ellas se compone de tres partes, cadera, pierna y pie, tal cual se muestra en la figura 2.1.

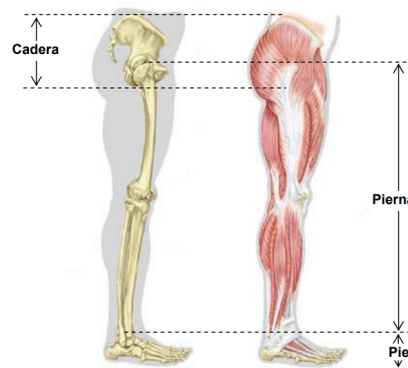


Figura 2.1: Estructura ósea y muscular de los miembros inferiores.

En la figura 2.2, se presentan las diferentes vistas del modelo anatómico del ser humano llamadas planos: plano sagital, transversal y coronal. A estos planos se les conoce como posición anatómica y permiten tener una referencia por medio de la postura erecta o de pie, con las extremidades inferiores colgando a los lados del tronco, mientras que la cabeza y los pies miran hacia adelante.

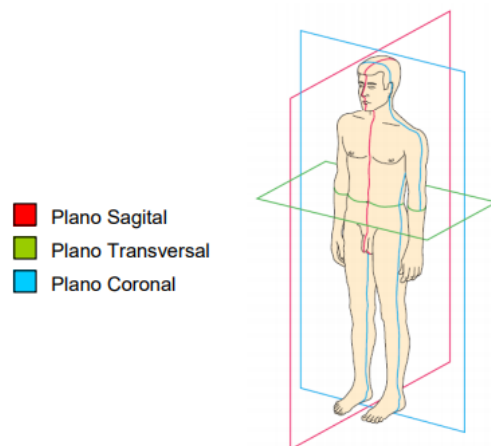


Figura 2.2: Planos que dividen al cuerpo humano.

Gracias a estos planos se consigue un criterio de partida para la observación de los distintos movimientos de las articulaciones. Los planos más destacados son:

Plano frontal o coronal: Es un plano vertical que divide el cuerpo en una parte anterior y otra posterior.

Plano sagital o medio: Es un plano vertical que divide al cuerpo en parte izquierda y derecha.

Plano transversal, horizontal o axial: Es un plano horizontal que divide al cuerpo en parte inferior y superior.

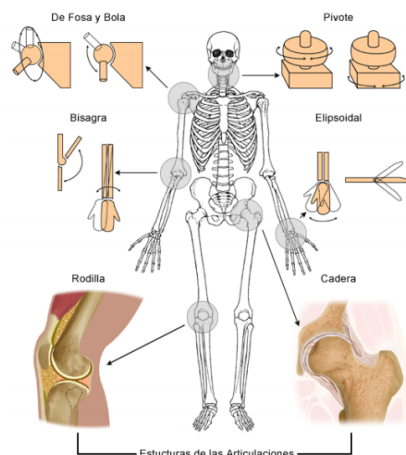


Figura 2.3: Representación de las articulaciones y de los distintos movimientos que realizan.

En la figura 2.3 se muestran los distintos tipos de articulaciones en puntos clave de esqueleto humano, haciendo énfasis en cadera, rodilla y tobillo, siendo estas las más involucradas al momento de caminar. A continuación se muestran los rangos máximos de movilidad y posteriormente los necesarios para realizar la acción de la marcha. Cabe remarcar que los valores mostrados son valores nominales emitidos por la Asociación para el Estudio de Osteosíntesis (AO) y la Academia Americana de Cirujanos Ortopédicos (AAO), las cuales estarán señaladas, y de no ser así ambas serán coincidentes.

La cadera puede lograr movimientos de abducción, aducción, flexión y extensión. La abducción y aducción se miden con respecto a una posición frontal y alcanzan hasta 50° (AO) o 45° (AAO) y 30° respectivamente, esto se refleja en la figura 2.4.

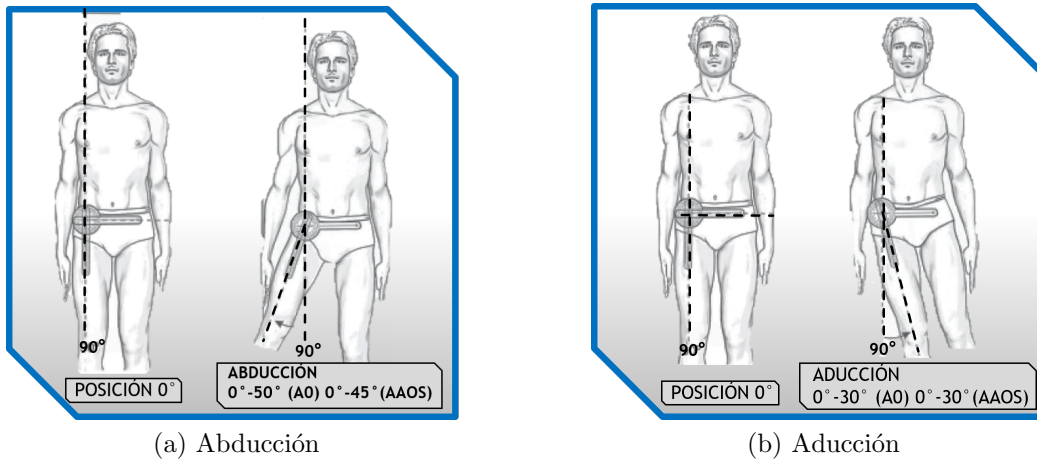


Figura 2.4: Movimientos de abducción y aducción de cadera.

Continuando con la cadera, se pueden realizar movimientos de flexión en un rango de entre 0° hasta 120° (AAO) o 140° (AO) y en extensión de 0° hasta 10° (AO) o 30° (AAO), dichos rangos se muestran en la figura 2.5.

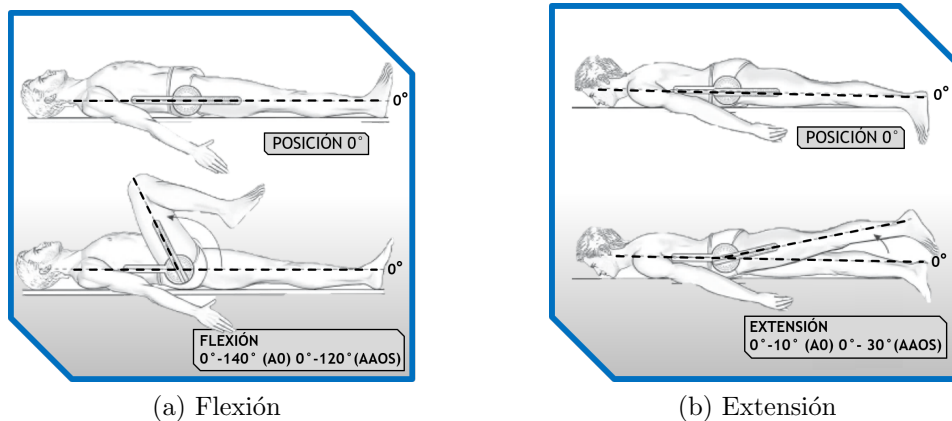


Figura 2.5: Movimientos de flexión y extensión de cadera.

Para la articulación de la rodilla se tiene un movimiento de flexión que abarca un rango de 0° hasta 135° (AAO) o 150° (AO) y para la extensión se tienen valores de 0° a 10° , tal y como se observa en la figura 2.6.

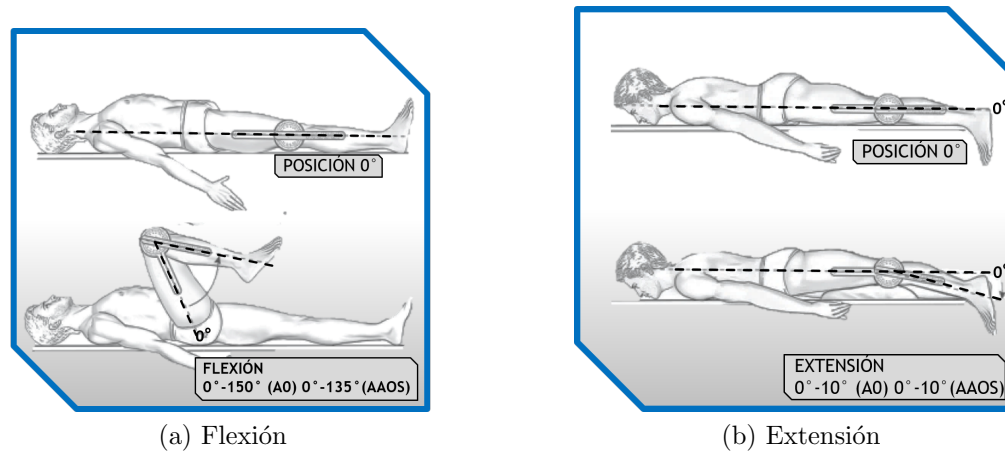


Figura 2.6: Movimientos de flexión y extensión de rodilla.

En el caso del tobillo, se tiene una flexión de 0° a 50° y 0° a 20° (AAO) en extensión o 30° (AO), como en la figura 2.7

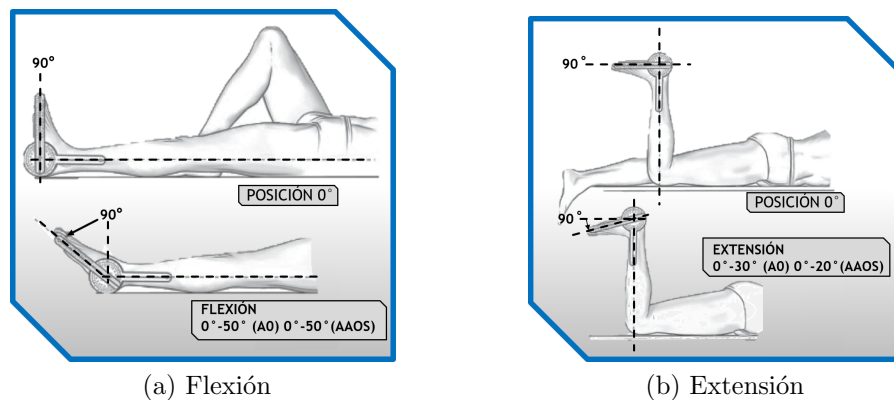


Figura 2.7: Movimientos de flexión y extensión del tobillo.

2.1.2. Aparato locomotor

El aparato locomotor es un conjunto de órganos como huesos, músculos y articulaciones, cuyo principal objetivo es permitir que el cuerpo realice movimientos, además de brindar una apariencia externa, darle rigidez, resistencia y proteger los órganos internos.

Los huesos son la parte rígida del aparato locomotor y en conjunto constituye un sistema óseo también conocido como esqueleto. Los músculos forman la parte activa, están unidos a los huesos mediante las inserciones musculares; poseen actividad propia, esto es la contracción

muscular, que se origina como respuesta de los estímulos nerviosos. Las articulaciones son los elementos más complejos del aparato locomotor, son estructuras en partes blandas y duras que permiten la unión entre sí de dos o más huesos. Gracias a ellas es posible el desplazamiento de los huesos sin demasiado desgaste por el rozamiento excesivo entre ellos.

Para comprender el comportamiento de las extremidades durante la ejecución de un ciclo de la marcha, es necesario hablar acerca de las articulaciones. En el cuerpo humano se tienen alrededor de 200 de ellas y cada una de las extremidades inferiores cuenta con 32 de estos elementos. Dentro del grupo de articulaciones establecidas se encuentran las *diartrosis*, las cuales permiten una amplia gama de movimientos. En cuanto a los movimientos articulares, se puede hacer una distinción entre los siguientes movimientos:

Flexión: Es reducir el ángulo entre los huesos o partes del cuerpo.

Extensión: Es el aumento del ángulo entre los huesos o partes del cuerpo.

Abducción: Es el alejamiento de una estructura situada en el plano coronal en dirección del plano medio.

Aducción: Es el acercamiento de una estructura situada en el plano coronal en dirección del plano medio.

Circonducción: Es un movimiento circular que combina la flexión, extensión, separación y aproximación.

Rotación: Es el giro de una parte del cuerpo al rededor de su eje longitudinal [18].

2.1.3. Biomecánica

Los desplazamientos que realizan las piezas óseas alrededor de sus articulaciones, por acción muscular se asemejan a lo que en física se denomina palanca, esto ayudará más adelante a definir los esfuerzos realizados sobre las extremidades. Toda palanca está formada por un punto de apoyo (F), una resistencia que se debe vencer (R) y una potencia para oponerse a la resistencia (E). En el cuerpo humano existen tres tipos de palancas: Las palancas de primer orden tienen su punto de apoyo entre el punto de aplicación de la potencia y el punto de la resistencia; la palanca de segundo orden, es aquel en donde el punto de aplicación de la resistencia se haya entre el punto de apoyo y el punto de aplicación de la potencia; la de tercer orden, tiene el punto de aplicación de la potencia situado entre el punto de aplicación de la resistencia y el punto de apoyo.

En la figura 2.8 se muestra un ejemplo de cada uno de los sistemas de palancas mencionados. Una articulación con palanca de primer grado es la del cráneo. La resistencia es el peso de la cabeza, la potencia son los músculos de la nuca y el punto de apoyo es la propia articulación. La palanca de segundo orden está representada en el pie, donde la articulación metacarpofalángica es el punto de apoyo, el peso del cuerpo es la resistencia y la potencia son los músculos gemelos. En el tercer tipo de palanca, la articulación cubito humeral es el punto de apoyo, el peso del antebrazo es la resistencia y la fuerza del bíceps es la potencia.

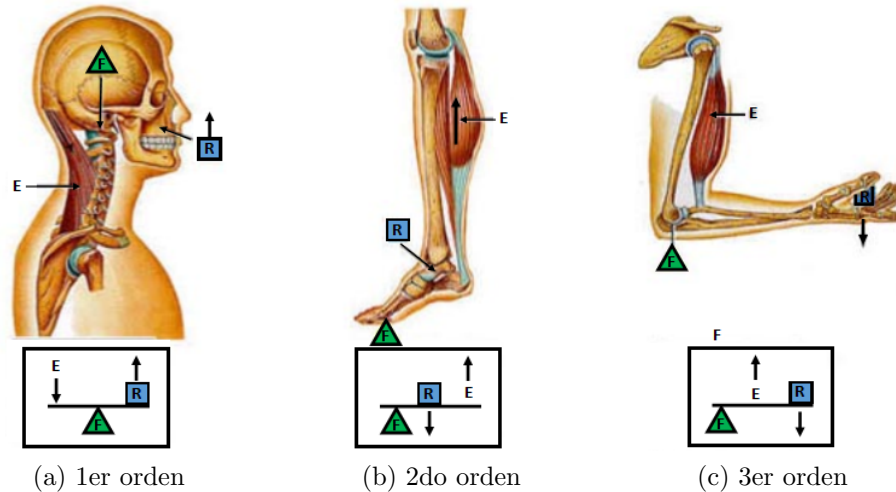


Figura 2.8: Tipos de palancas presentes en el cuerpo humano.

2.2. La marcha

2.2.1. Definición

La biomecánica clínica intenta definir los patrones de la marcha normal y patológica, para ello se describen los cambios normales del patrón de la marcha aplicando un análisis clínico con las siguientes valoraciones:

- ▷ Diagnóstico para la distinción de cuadros clínicos semejantes.
- ▷ Valoración del grado de lesión o afectación.
- ▷ Selección terapéutica del tratamiento.
- ▷ Evaluación del tratamiento y evolución del paciente.

La característica principal de la raza humana es la capacidad de desplazarse sobre sus extremidades inferiores. Según el Dr. Pedro Vera Luna del instituto de Biomecánica de Valencia, describe la acción normal de la marcha como *“una serie de movimientos alternantes de las extremidades y del tronco, que determinan un desplazamiento hacia delante del centro de gravedad con un mínimo gasto de energía”*, para llegar a realizar dicha acción se pasan por ciclos de aprendizaje como lo son reptación, gateo, marcha asistida y por último marcha independiente, estos evolucionan conforme la persona crece, desarrollando un patrón de marcha particular, aunque ésta se asemeja a la acción normal de caminar de una persona adulta a partir de edades entre 5 y 7 años. [15]

2.2.2. Ciclos y fases de la marcha

La marcha es una serie de movimientos rítmicos, estos están compuestos por ciclos y fases. Desde el despegue del talón hasta la reincorporación del mismo con la superficie, la distancia recorrida durante ese lapso de tiempo es la que conforma un ciclo o lo que en este caso es lo mismo, un paso completo. Las fases que principalmente conforman el ciclo se dividen en apoyo y balanceo. Se dice que una pierna se encuentra dentro de la fase de apoyo siempre

y cuando se mantenga en contacto con la superficie, en tanto que la fase de balanceo es a partir de que el pie deja de tocar el suelo. Estas dos fases se van alternando entre una pierna y la otra, lo cual es necesario para poder caminar. Otras fases son las de doble apoyo, la cual se da cuando ambos pies entran en contacto con la superficie al mismo tiempo y la fase de vuelo que se produce al correr o saltar, en donde ambos pies no tienen contacto con la superficie por cortos periodos de tiempo. Las fases de la marcha que se ejecutan durante un ciclo al realizar la acción de caminar, se pueden observar en la figura 2.9 [16].

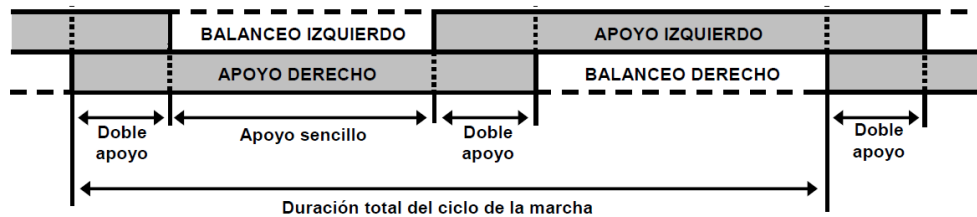


Figura 2.9: Representación del ciclo de la marcha.

A continuación se muestra el periodo dedicado a cada fase, considerando un ciclo completo de la marcha como el 100 % del tiempo. La fase de contacto va del 0 % al 65 %, por lo que se produce un amortiguamiento al momento del contacto con el suelo que va del 0 % al 10 % o 15 %, luego de esto se tiene un apoyo que abarca desde el tiempo de amortiguamiento hasta un 45 % del ciclo, por último, del 45 % al 65 % se produce el impulso requerido para provocar el movimiento oscilatorio de la marcha. Posteriormente, se entra a la fase de vuelo, en la que del 65 % al 80 % es el avance del miembro con la oscilación y culminando con la extensión de la rodilla, consumiendo el porcentaje sobrante. Dentro del ciclo, en dos ocasiones se encuentra en la fase de doble apoyo, siendo la primera desde el 0 % del ciclo hasta un 10 % o 15 %, la segunda va de un 40 % o 50 % hasta el 65 %. Estas fases se pueden visualizar con números del 1 al 10 en la figura 2.10 y se complementa con la tabla 2.1 [17].

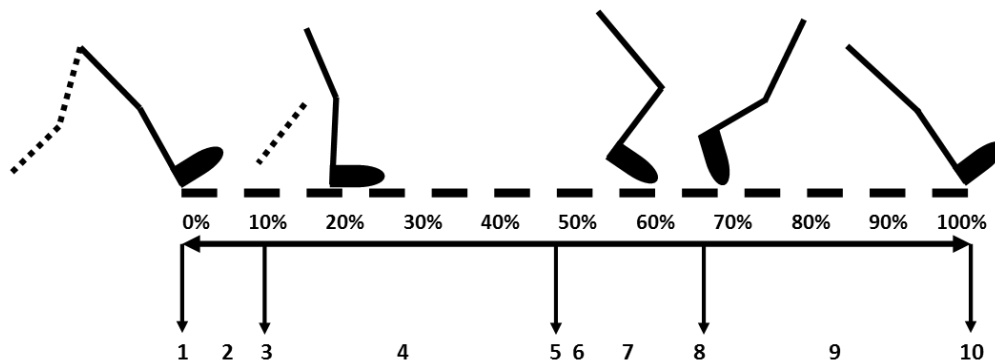


Figura 2.10: Representación de las fases de la marcha por porcentajes.

2.2.3. Intervalos

Una vez vista la definición de la marcha, el ciclo de la marcha y sus fases, así como también los tipos de articulaciones y sus grados de libertad en algunas de ellas, se mostrará el grado de

INDICADORES DE LA POSICIÓN DE LAS EXTREMIDADES			
1	Contacto talón derecho	6	Contacto de talón izquierdo
2	Amortiguación	7	Impulso
3	Contacto pie	8	Despegue del pie
4	Apoyo	9	Vuelo
5	Despegue del talón	10	Contacto talón derecho

Tabla 2.1: Posiciones dentro de un ciclo de marcha.

movilidad con respecto a las articulaciones ya mencionadas al ejecutar la acción de caminar, para esto primero se examinará la fase balanceo, la cual será dividida en tres intervalos, los cuales son:

Aceleración: Se caracteriza por la rápida aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que los dedos tocan la superficie del suelo.

Balanceo medio: La pierna en movimiento rebasa la pierna de apoyo como si fuese un péndulo.

Desaceleración: La pierna desacelera al acercarse a la culminación del intervalo.

En el primer intervalo, el talón entra en contacto con el suelo, por lo que la cadera se encuentra realizando un movimiento de flexión a 30° , e inmediatamente el cuerpo busca el equilibrio a través del movimiento de extensión, por lo que el ángulo de flexión comienza a disminuir. En el momento en que la mayor parte del pie hace contacto con la superficie, se tiene un ángulo de flexión de 20° . Finalmente, cuando el pie se posiciona completamente sobre la superficie, se dice que la articulación regresa a su posición neutral, mientras tanto, el pie contrario se encuentra en un punto de apoyo medio. Lo antes descrito se muestra en la figura 2.11.

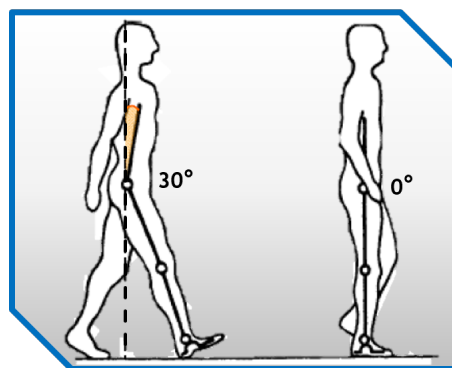


Figura 2.11: Grado de libertad de la cadera dentro del primer intervalo de la marcha.

Momentos antes de que el talón haga contacto con el suelo, la rodilla se encuentra en completa extensión, simultáneamente con el contacto del talón sobre la superficie, la rodilla comienza a flexionarse y continua hasta que la planta del pie esté plana en el suelo. Al haber alcanzado la posición plana del pie, la rodilla llega a un ángulo aproximado de 20° de flexión

y comienza a extenderse, finalmente, el apoyo medio llega a los 10° y continúa extendiéndose, como se muestra en la figura 2.12.

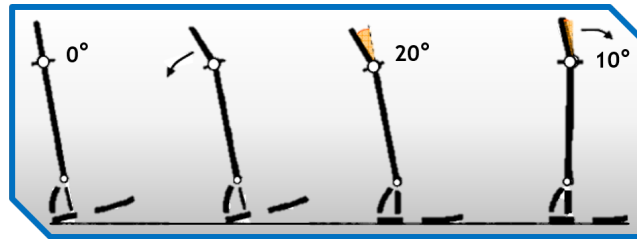


Figura 2.12: Grados de libertad de la rodilla dentro del primer intervalo de la marcha.

En lo que corresponde al tobillo, al momento que el talón toca el suelo, éste se encuentra en una posición neutra de 0° , simultáneamente al contacto del talón, el tobillo se empieza a flexionar y cuando la planta del pie toque el suelo, la articulación del tobillo se flexiona 15° , para terminar, en la fase media se llega hasta 5° en extensión, como se puede ver en la figura 2.13.

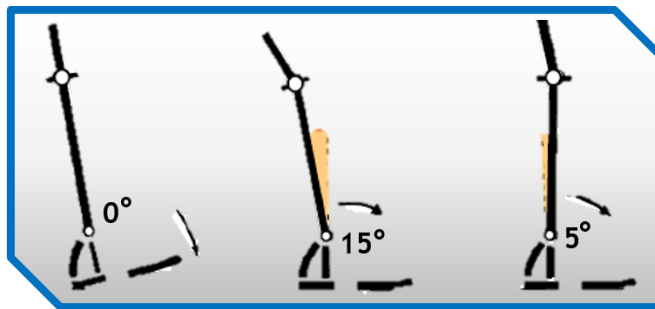


Figura 2.13: Grados de libertad del tobillo dentro del primer intervalo de la marcha.

En el segundo intervalo, sobre el apoyo medio, la cadera se encuentra en posición neutra a 0° y comienza la extensión, inmediatamente después del despegue del talón alcanza una hiperextensión de 20° y finaliza en el momento en que los dedos se despegan del suelo, generando una flexión próxima a la posición neutra de 0° , lo cual se representa en la figura 2.14.

Para la rodilla, durante el apoyo medio se encuentra en un ángulo de flexión de 10° , poco antes de que el talón pierda el contacto con el suelo, la rodilla se encuentra a 4° de la extensión completa, finalmente, entre el despegue del talón y los dedos se desplaza de una extensión casi completa hasta 40° de flexión, esto se puede observar en la figura 2.15.

Con respecto al tobillo, en la fase de apoyo medio, la articulación pasa rápidamente a una extensión aproximada de 5° , luego de esto, en el momento que el talón se despega del suelo, se alcanza una extensión a 15° , y durante el intervalo de elevación del talón y el despegue del pie, el tobillo se mueve rápidamente a 35° , con lo que al despegar el pie del suelo la articulación está aproximadamente a 30° de flexión como se ve en la figura 2.16.

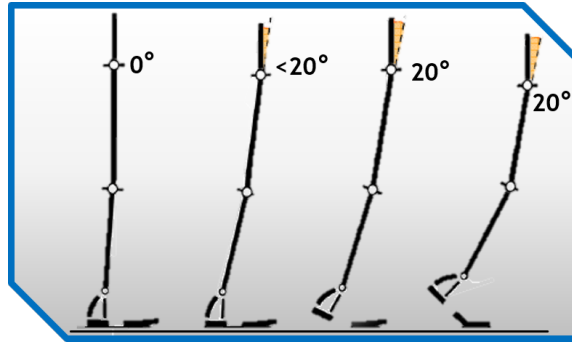


Figura 2.14: Grado de libertad de la cadera dentro del segundo intervalo de la marcha.

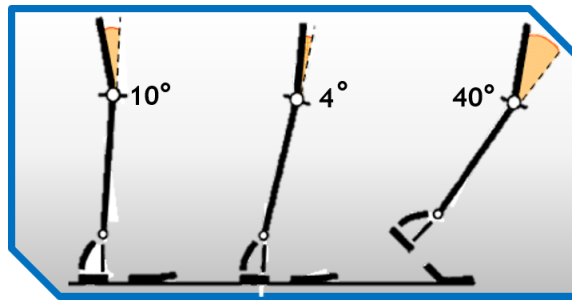


Figura 2.15: Grado de libertad de la rodilla dentro del segundo intervalo de la marcha.

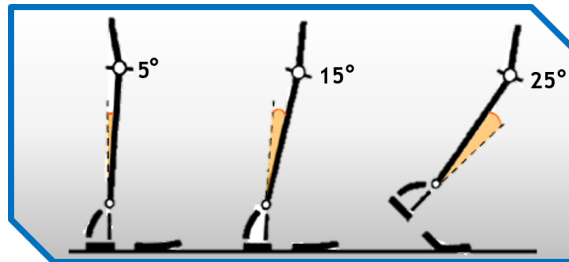


Figura 2.16: Grado de libertad del tobillo dentro del segundo intervalo de la marcha.

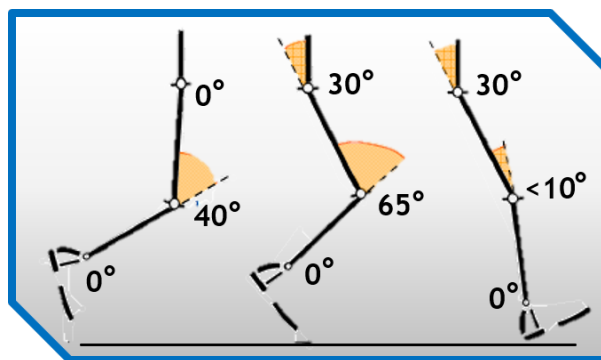


Figura 2.17: Grados de libertad de cadera, rodilla y tobillo dentro del tercer intervalo de la marcha.

Para el intervalo final, la cadera parte de una posición neutral y se va flexionando hasta alcanzar aproximadamente 30° y se mantendrá en esa posición. Entre el despegue del pie y la parte media de la etapa de balanceo, la rodilla se flexiona desde una posición inicial de aproximadamente 40° a un ángulo de máxima flexión alrededor de 65° , luego de esto, cerca de la parte media de la etapa de balanceo y el contacto del talón con el suelo, la rodilla se extiende hasta el último instante de la etapa de balanceo. Para culminar con este tercer intervalo, durante la etapa de balanceo, el pie tiene una pequeña flexión inicial al desprenderse del suelo desde una posición esencialmente neutra, con lo que el tobillo no presenta movimiento alguno (0°), manteniéndose así durante toda la fase de balanceo. Los últimos movimientos se pueden ver en la figura 2.17 [20].

2.2.4. Velocidad

La velocidad de la marcha se obtiene por medio de relación entre la distancia recorrida por un instante de tiempo, esta puede ser tomada en metros por minuto ($\frac{m}{min}$), o bien en pasos por unidad de distancia. Entre las pruebas utilizadas para determinar la velocidad en cada individuo, se requiere que la persona camine durante seis segundos y se mida la distancia, o bien, que recorra seis metros y se tome el tiempo en que recorrió el trayecto. Con lo anterior, se han obtenido mediciones para la marcha normal que van de $1.138 \frac{m}{seg}$ para una velocidad lenta, $1.48 \frac{m}{seg}$ para una marcha confortable y $2.018 \frac{m}{seg}$ de forma rápida. Con una longitud media de zancada de 1.42 metros y un paso de 0.71 metros. Todo esto se puede traducir en un rango entre 90 a 100 pasos por minuto [16].

2.2.5. Enfermedades neuromusculares

Con todo lo anterior, se tiene una mejor comprensión de la biomecánica del ser humano y como es que se comporta de manera cinemática para lograr la acción de la marcha de forma normal, aunque desafortunadamente ésta capacidad se puede ver afectada por diversos factores como lo son accidentes, envejecimiento, padecimientos degenerativos hereditarios, lesiones musculares, lesiones o infecciones del sistema nervioso.

Las enfermedades neuromusculares o neuromotoras son un conjunto de más de 150 enfermedades neurológicas hereditarias o adquiridas que afectan la musculatura o al sistema nervioso central, pudiendo estar afectados:

- ▷ Los músculos.
- ▷ La unión neuromuscular.
- ▷ El nervio periférico (en brazos, piernas, cuello y cara).
- ▷ La motoneurona espinal (células nerviosas que controlan la acción de los músculos).

Su aparición puede producirse en cualquier etapa de la vida, tanto en el nacimiento como en la adolescencia o en la edad adulta. La enfermedad puede ser transmitida por líneas genéticas de una familia, y en algunos casos, coexisten varios afectados en la misma familia. En otras ocasiones no hay ningún tipo de historial familiar, y la enfermedad es el resultado de una mutación genética espontánea, una respuesta inmune anormal o una causa desconocida.

Las enfermedades neuromusculares se caracterizan por la pérdida progresiva de fuerza muscular y degeneración del conjunto de los músculos y de los nervios que los controlan. Aunque la degeneración muscular no es dolorosa, la debilidad resultante puede causar calambres, rigidez, deformidades de las articulaciones, achaques y dolores crónicos, y a veces el agarrotamiento y paralización de las articulaciones (contracciones). El aumento de las dificultades funcionales afecta en diferentes grados, según la enfermedad, ésta puede presentarse sobre: la motricidad, la autonomía, la respiración, la función cardíaca o, incluso a la nutrición, estas son las complicaciones subyacentes de estas enfermedades. [21]

2.3. Órtesis

Para prescribir tanto el número y la clase de articulaciones como el de elementos que habrá de tener la órtesis, deben observarse rigurosamente los déficits motores del paciente. En algunos pacientes será más importante considerar la ligereza por lo que en ocasiones no son bien vistas las órtesis de materiales metálicos. Aunque éstas son las más resistentes y por ello están más indicadas en los casos en que hay espasticidad.

El primer objetivo en el diseño de las órtesis es adecuarse a las necesidades biomecánicas del paciente, para sustituir las funciones articulares o las deficiencias musculares. El segundo es conseguir alinear la extremidad y reducir las afectaciones o evitarlas. La construcción de una órtesis debe de cumplir con una serie de requisitos:

- ▷ Individualizarla para cada paciente.
- ▷ Confeccionarla a través de un molde tomado directamente sobre el paciente.
- ▷ Usar material de poco peso y gran confortabilidad.
- ▷ Aspecto cosmético, que permitan la aceptación y uso de la misma.

Antes de prescribir una órtesis, es preciso realizar una evaluación correcta del paciente, que debe incluir una serie de análisis [26]:

- ▷ Balance articular.
- ▷ Balance muscular.
- ▷ Sensibilidad.
- ▷ Cambios de volumen de la extremidad.
- ▷ Alineación estática.
- ▷ Marcha.

Para realizar una evaluación certera de la marcha, se omite el uso de órtesis, ya que permite comprar el test de balance con la actividad muscular, además, permite observar la interacción de la acción muscular con la gravedad en el momento de la deambulación, esto debido a que la espasticidad se incrementa de forma notable durante la marcha, como sucede en las afecciones de origen neurológico como: traumatismo craneoencefálico, accidentes cerebro vasculares o en las lesiones medulares incompletas [27].

En la evaluación de la marcha debe analizarse, igualmente, cómo influyen las alteraciones del balance muscular, articular, de la alimentación y de la espasticidad en los determinantes de la misma, es decir, en la rotación e inclinación pélvica, flexión de la rodilla, movimiento del pie y de rodilla y desplazamiento lateral de la pelvis. Las órtesis deben controlar la alineación del pie y la articulación en el plano frontal, es decir, dónde se coloca el balance articular, la alineación de la extremidad y los determinantes de la marcha.

En el mercado actual se pueden encontrar un basto número de órtesis para la atención de distintos padecimientos en distintas partes del cuerpo. De manera más específica, los aparatos ortopédicos para la asistencia de la marcha más comunes son bastones y andaderas, así como también, aparatos tutores para la corrección de la estructura ósea y la postura.

2.4. Antropometría mexicana

La antropometría determina las características y propiedades del aparato locomotor como lo son dimensiones, formas geométricas de los segmentos corporales, distribución de la masa, posiciones articulares, etc. A partir de esto y los movimientos de los segmentos del cuerpo, será posible inferir las fuerzas que originan dicho movimiento, y estimar su centro de masa [35]. La tabla 2.2 muestra los porcentajes del peso corporal normales del ser humano.

PARTE DEL CUERPO	PORCENTAJE
Tronco sin miembros	50
Mano	0.7
Antebrazo con la mano	2.3
Antebrazo sin la mano	1.6
Parte superior del brazo	2.7
Brazo completo	5
Pie	1.5
Parte inferior de la pierna con el pie	5.9
Parte inferior de la pierna sin el pie	4.4
Muslo	10.1
Pierna completa	16

Tabla 2.2: Porcentaje de peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo.

La antropometría mexicana según un censo realizado por la Cámara Nacional de la Industria del Vestido (CANAIVE) en colaboración con la Secretaría de Economía (SE), la Secretaría de Salud (SS) y el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), titulado “¿Cuanto mide México? el tamaño si importa” realizado entre los años 2010 y 2011, indica el promedio de la estatura y del peso en relación a la edad como se muestra en la tabla 2.3 [36].

Gracias a este tipo de estudios, se tiene información para que varias industrias tengan las bases suficientes para desarrollar sus prototipos y/o productos, tomando en cuenta su ubicación geográfica o del mercado que pretendan cubrir. Esto es frecuentemente utilizado

GENERO	PESO	ESTATURA
18 - 25 AÑOS		
Hombre	70.4 Kg.	1.64 m.
Mujer	62.9 Kg.	1.58 m.
26 - 39 años		
Hombre	74.8 Kg.	1.64 m.
Mujer	68.7 Kg.	1.58 m.
40 - 60 años		
Hombre	77.3 Kg.	1.64 m.
Mujer	72.2 Kg.	1.58 m.

Tabla 2.3: Promedio de peso y estatura en relación a la edad del mexicano.

por la industria textil, aunque también es de gran ayuda para el desarrollo y producción de órtesis.

Capítulo 3

Análisis, diseño y construcción de la estructura mecánica del exoesqueleto

A partir de la investigación de los modelos de órtesis convencionales y automatizados, se crea un criterio para la selección de materiales para el desarrollo de una estructura mecánica que permita asistir a la movilidad del cuerpo o sus extremidades de manera segura. Para ello, se mostrarán las pruebas de ensayo tracción realizadas sobre probetas maquinadas en los materiales seleccionados, lo cual brindará la certeza de que la estructura mecánica diseñada sea lo suficientemente resistente ante los esfuerzos a los que estará sometido. Posteriormente se muestra como la evolución de los prototipos propuestos hasta culminar con el modelo final correspondiente a este trabajo de tesis, el cual es sometido al análisis de elemento finito para corroborar la resistencia ante cargas, esfuerzos y deformaciones en cada uno de los elementos que conforman la estructura mecánica del exoesqueleto.

3.1. Selección de materiales para la estructura mecánica

La selección de los materiales a utilizar en la estructura mecánica de la órtesis, es indispensable para la seguridad del usuario, debido a que se toma en cuenta el peso a soportar, las dimensiones de cada una de las piezas y la función que realizan. Dentro de los diferentes tipos de órtesis que existen en el mercado, uno de los materiales más utilizados para aquellas que sostienen el peso corporal como muletas y andaderas es el duraluminio, el cual es un aluminio compuesto, y se complementa con cobre, hierro, silicio, magnesio y manganeso [39]. También se puede encontrar como aluminio Al-7075. Debido a sus propiedades mecánicas y durabilidad, se contemplaron algunos otros materiales, los cuales son utilizados de manera frecuente u ocasional en órtesis de tipo ambulatorio.

Un requisito que es esencial conocer sobre cualquier elemento estructural es la rigidez que hace referencia a la resistencia de un material que se opone a las fuerzas aplicadas. [42, 48]. Por lo cual, la propuesta de materiales para este trabajo de tesis es de dos grados diferentes de aluminio y otros dos de acero inoxidable.

En cuanto a los materiales de aluminio, se proponen los de grado 6061 y el 7075 (duraluminio), los cuales resultan más ligeros que los aceros, entre los que se consideraron los de grado 304 y 316 por alto contenido de carbono que evita la oxidación. Las características mecánicas de los cuatro materiales deben ser analizadas de forma tal que se pueda tener una visión más amplia sobre el peso, los esfuerzos, los costos, y mantenerlo en cuenta para el diseño y construcción de la estructura del exoesqueleto.

La medición de las propiedades mecánicas es un factor esencial para determinar la adaptabilidad de un material específico para una función específica.

Las acciones de las fuerzas internas comprenden la compresión, tensión, flexión y torsión. Éstas pueden ocurrir de forma independiente o en diversas combinaciones, en este caso solo se verán tracción y flexión, las cuales se llaman fuerzas directas. Los esfuerzos producidos por las fuerzas directas se llaman esfuerzos discretos. Para las fuerzas directas, los cálculos toman la forma:

$$P = f \cdot A \quad o \quad f = \frac{P}{A} \quad o \quad A = \frac{P}{f} \quad (3.1)$$

donde:

P =Carga directa en libras o Newtons.

f =Esfuerzo unitario, en libras por pulgada cuadrada o pascales.

A =Área de la sección transversal cargada, en pulgadas cuadradas o en milímetros cuadrados. [42]

Para entender el comportamiento real del material ante las cargas y esfuerzos, además de tener un área transversal controlada, tal como se representa en las ecuaciones [42], se requiere la creación de probetas, las cuales se someterán a pruebas de ensayo tracción y así observar que pasa con cada uno de los materiales ante la aplicación de fuerzas discretas.

3.2. Pruebas de ensayo de tracción sobre los materiales seleccionados

Cuando se realiza cualquier tipo de ensayos para conocer las propiedades mecánicas de los materiales, estos son medidos por investigadores en diferentes laboratorios, por lo que existe un potencial número de inconsistencias en las técnicas y los resultados. Para reducir este problema, se han establecido normas para elaborar las probetas y con ello realizar los ensayos, medir los datos y reportar los resultados [42]. En cuanto a las normas, ésto depende más de la comodidad de quien realiza las pruebas, en este caso se utiliza la norma DIN50125 la cual es equivalente a la ASTM E8M. Dichas probetas se utilizan para las pruebas de ensayo tracción.

Siguiendo la norma DIN 50125, se obtuvieron las dimensiones con las que se procedió a realizar un diseño en CAD y posteriormente en CAM. Las dimensiones de la probeta se pueden ver en la figura 3.1a y una vista previa del acabado de la probeta en la figura 3.1b. Para la manufactura de las probetas, en el Centro de Innovación Mecatrónica de la

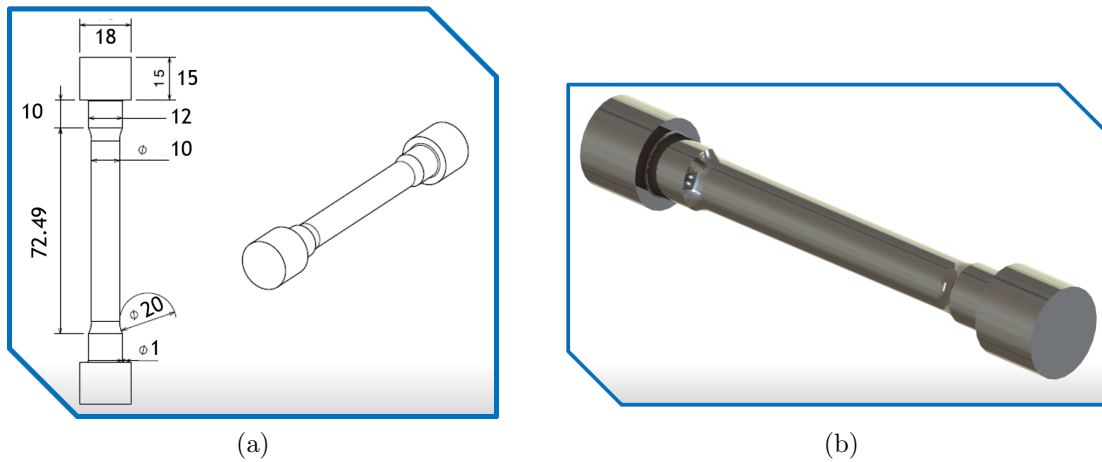


Figura 3.1: Diseño de una probeta siguiendo las normas DIN50125. a) Dimensiones de la probeta. b) Vista renderizada de la probeta.

Facultad de Ciencias de la Electrónica de la BUAP, se utilizó el equipo de Control Numérico Computacional (CNC) modelo ST-20Y de la marca HAAS, dicha máquina se muestra en la figura 3.2. Se realizaron tres probetas por cada material, éstas se pueden ver en la figura 3.3, por lo que en total fueron 12 probetas.



Figura 3.2: Torno CNC HASS ST-20Y.



Figura 3.3: Probetas con cada aleación de metal siguiendo las normas DIN50125.

Los ensayos de tracción ofrecen una riqueza de información con respecto al material. En este caso una fuerza aplicada intenta estirar el material a lo largo de su línea de acción hasta alcanzar el punto de quiebre o de deformación. El material se deforma elásticamente, si la carga se elimina, la muestra recupera su longitud inicial sin deformarse, aunque cuando la carga es suficiente para provocar una deformación plástica, se dice que el material sobrepasó su límite elástico, es decir, cuando el material no recupera su longitud inicial y se elimina la carga aplicada. En el Centro de Innovación Mecatrónica de la Facultad de Ciencias de la Electrónica de la BUAP, se utilizó la máquina de fatiga Shimadzu, modelo AG-IC que ejerce esfuerzos hasta de 100 kN^2 , la cual se muestra en la figura 3.4.

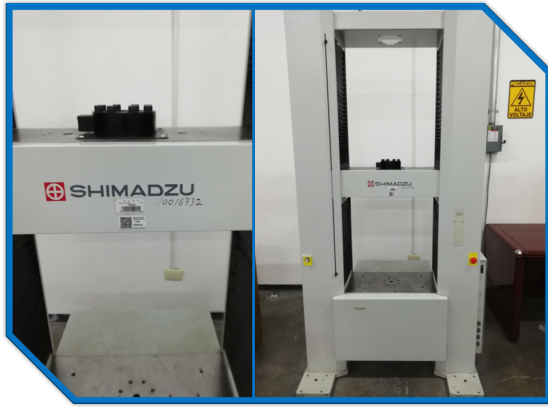


Figura 3.4: Máquina de fatiga Shimadzu, modelo AG-IC 100kN².

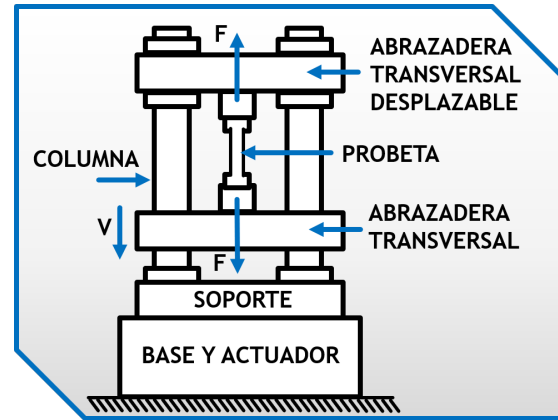


Figura 3.5: Esquema de medición del ensayo de tracción.

En la figura 3.5 se muestra el modelo esquemático de la máquina de fatiga, con el cual se puede observar la manera en que la probeta debe quedar asegurada entre las abrazaderas para realizar la prueba de ensayo tracción. La abrazadera superior está sujeta a una columna, la cual jala lentamente el material hacia arriba o hacia abajo. Una celda de carga es la encargada de registrar la fuerza, mientras que un extensiómetro registra el alargamiento de la probeta. Los datos de la fuerza y el alargamiento se pueden utilizar para calcular cantidades fundamentales como el esfuerzo (σ)

$$\sigma = \frac{F}{A_0}, \quad (3.2)$$

en donde F es la fuerza y A_0 es el área de la sección transversal inicial de la muestra, y para la deformación (ϵ),

$$\epsilon = \frac{l - l_0}{l_0}, \quad (3.3)$$

en donde l_0 es la longitud inicial de la muestra alargada. El ensayo se realiza hasta que la muestra se rompe. Los datos se reportan en forma de una gráfica de esfuerzos contra la deformación [42]. Para comprobar lo que representan las ecuaciones en relación con las pruebas de ensayo tracción, se requiere de introducir los parámetros por el software de la máquina de fatiga comenzando con las dimensiones de la probeta, diámetro mínimo, máximo y su longitud, luego se propone la velocidad de desplazamiento con la cual se moverá la abrazadera superior y comenzar con la prueba de ensayo tracción.

3.3. Resultados experimentales de las pruebas de ensayo tracción

Para realizar las pruebas de ensayo tracción, las probetas deben ser colocadas sobre las abrazaderas de la máquina de fatiga tal y como se muestra en la figura 3.6. Posteriormente, la computadora se encargará de entregar los valores de fuerza y tensión máxima, en relación con la fuerza aplicada y el desplazamiento, observándose el límite elástico y el punto de ruptura.

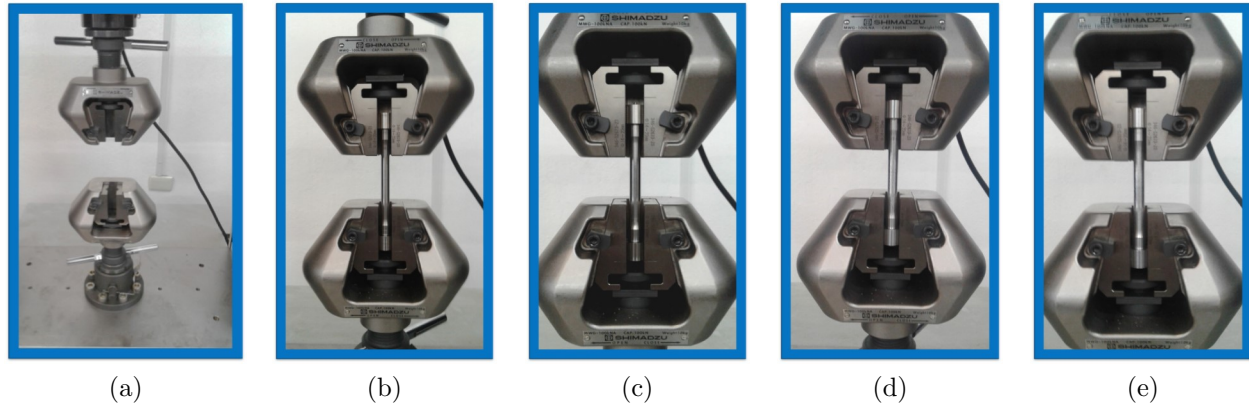


Figura 3.6: Montaje de las probetas. a) Sujetadores. b) Acero 304. c) Acero 316. d) Aluminio 6061. e) Aluminio 7075.

La velocidad utilizada para generar cada una de las pruebas de tracción, es de 5mm por segundo. La tracción de maquina de fatiga produce una elongación de la probeta, como la mostrada en la figura 3.7, la cual se puede graficar una curva de carga contra el alargamiento, estos se registrarán como valores de esfuerzos y deformación unitarios, y son independientes de la geometría de la probeta.

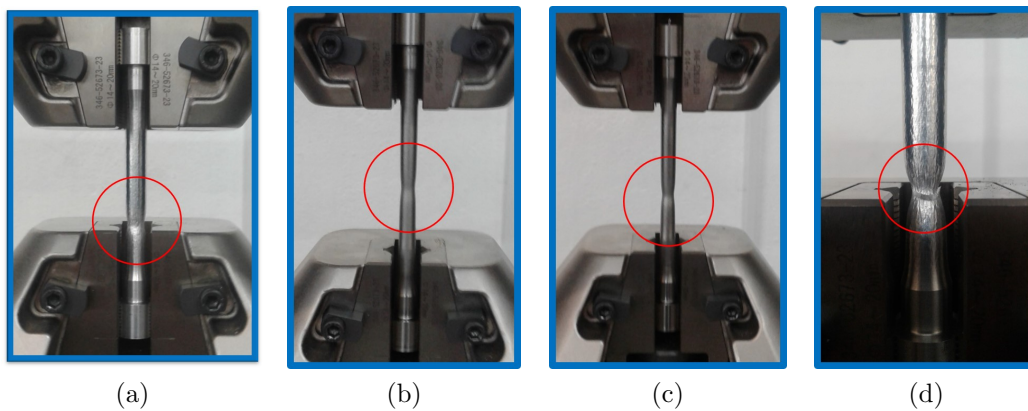


Figura 3.7: Desplazamiento de probetas. a) Acero 304. b) Acero 316. c) Aluminio 6061. d) Aluminio 7075.

En la tabla 3.1 se muestran los resultados obtenidos a través de las pruebas de ensayo tracción para cada material, así mismo, en la figura 3.8 se muestran las gráficas pertinentes a cada uno de los materiales, adquiridas a través de los datos obtenidos por el software de la maquina de fatiga.

En las gráficas lo primero que se aprecia es su deformación con respecto a la fuerza, lo cual se conoce como zona elástica, mientras que el primer punto que aparece en cada gráfica, pertenece al limite elástico que soporta cada material antes de alcanzar una deformación

Material	Fuerza máxima	Tensión máxima	Desplazamiento	Porcentaje de deformación
Acero 304	45412.5 N	$578.2 \frac{N}{mm^2}$	38.2 mm	41.5 %
Acero 316	44284.4 N	$56.38 \frac{N}{mm^2}$	36.5 mm	39.6 %
Aluminio 6061	22925 N	$291.9 \frac{N}{mm^2}$	9.6 mm	10.4 %
Aluminio 7075	50565.6 N	$643.8 \frac{N}{mm^2}$	10 mm	10.8 %

Tabla 3.1: Resultados de las pruebas de ensayo tracción.

irreversible, en este caso sobre su longitud. El segundo punto representa la tensión máxima que puede soportar antes de fracturarse o romperse por completo.

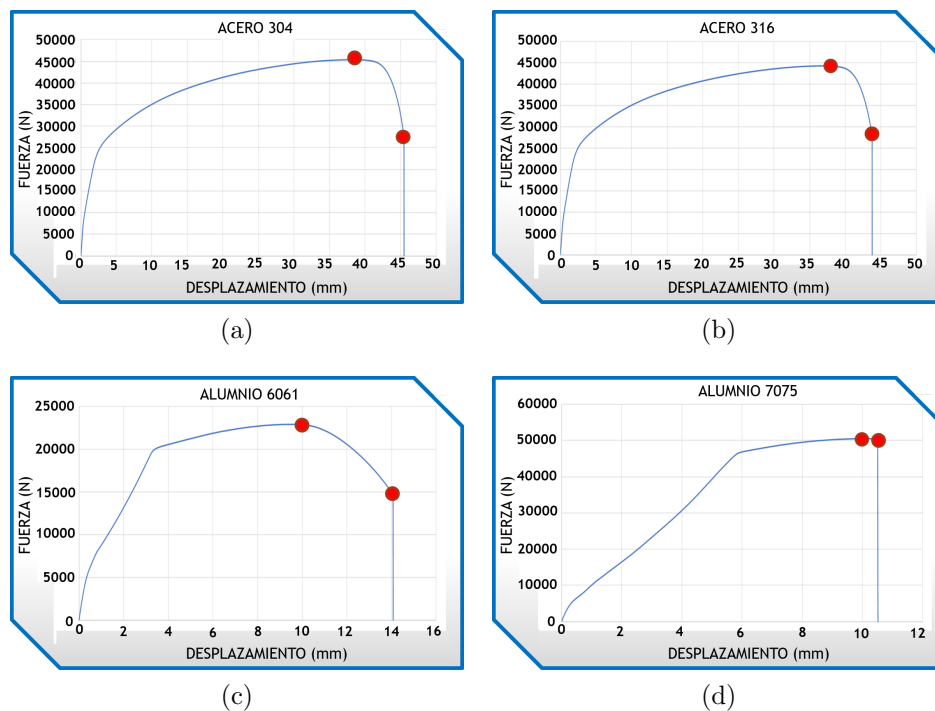


Figura 3.8: Gráficas de esfuerzos en diferentes metales. a) Acero 304. b) Acero 316. c) Aluminio 6061. d) Aluminio 7075.

Con base en los resultados obtenidos, se destacan los valores del acero 316 y el aluminio 7075, logrando un punto máximo de fuerza aplicada superior a los 50000 N. Otro de los criterios importantes a considerar en la comparación de estos materiales es el desplazamiento con relación a la fuerza aplicada, donde se observa que requiere de un menor esfuerzo para empezar a deformar el acero, y debido a esto, logra una deformación casi cuatro veces mayor a la del aluminio. Además de lo ya mencionado, para lograr la ruptura del aluminio se requiere de la aplicación de una fuerza constante al rededor de 50000 N, mientras que para el acero de 27700 N, esto es luego de alcanzar su máximo desplazamiento.

Una vez realizados los ensayos correspondientes, se utilizó el Método del Elemento Finito por medio del software de CAD/CAE CATIA V5, donde finalmente se realizaron algunas pruebas aplicando el MEF sobre las probetas obteniendo los desplazamientos y visualizando la acción de las cargas aplicadas, además de mostrar el área donde se esta ejerciendo un mayor esfuerzo y su desplazamiento.

En la figura 3.9 se pueden visualizar las probetas discretizadas por medio de la aplicación del MEF, aplicando una fuerza de tracción de 50KN con un desplazamiento de 34.7mm para el acero 316 vista en la figura 3.9a y 10.5mm para el aluminio 7075 después de transcurrir 10 segundos como lo muestra la figura 3.9b, también se ve resaltado en color naranja los lugares donde se tiene menor resistencia al esfuerzo y la dirección de la fuerza aplicada en la probeta es vista en la parte inferior. Para poder realizar estas simulaciones fue necesario introducir los parámetros mostrados en la tabla 3.2, que fueron obtenidos de las hojas de especificaciones de cada material.

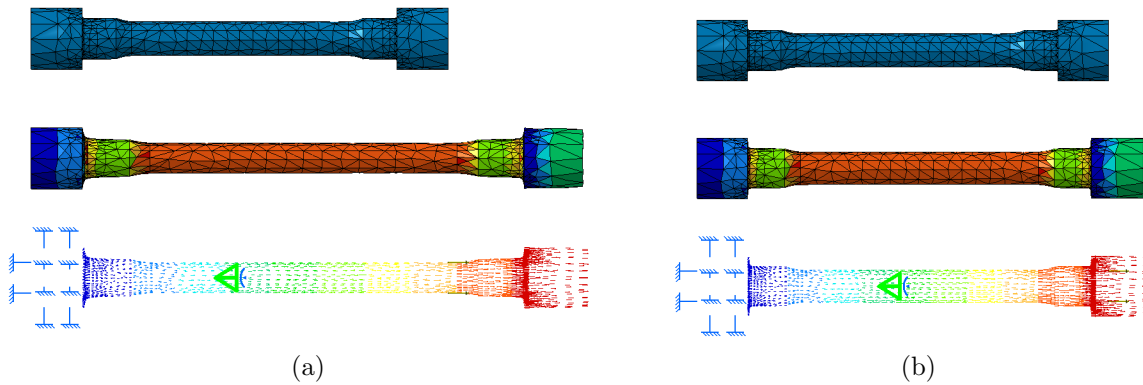


Figura 3.9: Aplicación del Método de Elemento Finito sobre las probetas a través del software de Catia V5. a) Probeta de acero 316. b) Probeta de aluminio 7075.

MATERIAL	MÓDULO DE YOUNG (N/m^2)	FACTOR DE POISSON	DENSIDAD (kg/m^3)	LÍMITE ELÁSTICO (N/m^2)	DILATACIÓN TERMICA
ACERO 304	1.9E11	0.3	7930	3.4E11	16
ACERO 316	1.9E11	0.3	7960	2.05E11	21
ALUMINIO 6061	7E10	0.33	2700	2.7E8	23.4
ALUMINIO 7075	7.2E10	0.33	2800	4.5E8	23.2

Tabla 3.2: Propiedades de los materiales seleccionados.

Gracias a la información obtenida se ha designado al aluminio 7075 como base para la construcción de la estructura mecánica. Por medio de catálogos comerciales, se ha visto que los perfiles comerciales de aluminio en su mayoría son de aleación AL-6061, mientras que

del Al-7075 se venden por barras o bloques que permiten el maquinado de piezas. Por estas razones se utilizarán ambos tipos de aleaciones sobre la estructura, cada una cumpliendo una función específica. Aunado a esto, la tornillería utilizada será de acero inoxidable, debido a su resistencia a impactos y la corrosión.

3.4. Diseño de la estructura mecánica del exoesqueleto

El diseño de un sistema mecánico que involucre la interacción directa con una persona, en este caso para la rehabilitación de los miembros inferiores, debe de considerar diversos aspectos como puntos de articulación, grados de libertad, mecánica del cuerpo, posturas y conocimientos anatómicos del usuario. El objetivo de un sistema de este tipo es que personas con limitaciones motoras puedan ejercer los movimientos de la marcha, sentarse y subir escaleras. Cabe recalcar que aunque la movilidad de la estructura lo permita, el objetivo del trabajo es únicamente replicar los movimientos de la marcha en una persona sobre la articulación de la cadera.

Para lograr la réplica de los movimientos de la marcha, se deben conocer las características normales como las mencionadas en la sección 2.2, y así, tener un criterio sobre la selección de las articulaciones, el rango de movilidad y el plano corporal. Una descripción general de los sistemas presentados más adelante es, realizar el movimiento en sus articulaciones sobre el plano sagital del portador, permitiendo así movimientos de flexión-extensión en cadera, flexión en rodilla y flexión-extensión en tobillo. Permite la sujeción del tronco y las extremidades a través de arneses para lograr un ajuste armónico entre el sujeto y la órtesis, logrando corregir las articulaciones y la postura, evitar el cansancio oseo y brindar una sensación de equilibrio, con esto se pretende un efecto psicológico en el paciente llegando a ganar confianza al momento de realizar los movimientos durante la terapia.

El diseño de la estructura se realizó tomando como referencia múltiples sistemas enfocados en rehabilitación de la marcha, además, de la consulta sobre el diseño y construcción de aparatos ortopédicos. En la figura 3.10 se muestran algunas de las versiones diseñadas, entre ellas se pueden apreciar cambios, ya sean grandes o sutiles, pero significativos.

Para poder realizar la construcción de un sistema como los mostrados, se ha investigado sobre la manera en que se consiguen sus componentes, esto es crucial desde el diseño de sus elementos. La forma de trabajar con cada material para su manipulación por medio de herramientas que permiten obtener el elemento deseado o el medio por el cual se consiguen algunos de estos, permite tener una visión amplia de las posibilidades en cuanto a la forma y dimensiones que pueden llegar a tener las piezas.

Debido a que el aluminio es un material que presume de ser maleable, se busca que las piezas más complejas en su forma y que permitan la conexión de los elementos, sean elaboradas utilizando el equipo de maquinado por Control Numérico Computacional de la Facultad de Ciencias de la Electrónica. El aluminio 7075 será el utilizado en los elementos de las articulaciones, el aluminio 6061 se aplica a los elementos que interactúan entre las articulaciones, mientras que los rodamientos son de acero y los tornillos serán de acero inoxidable.

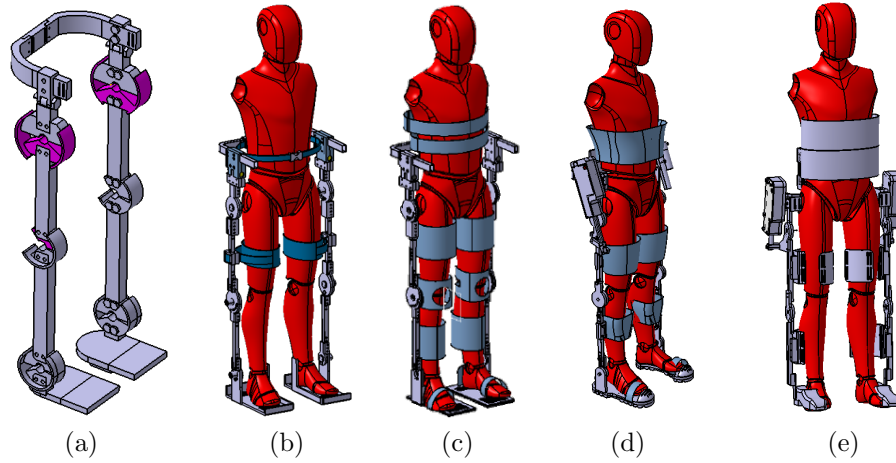


Figura 3.10: Propuestas de diseño de la estructura mecánica del sistema de rehabilitación. a) Versión 1. b) Versión 2. c) Versión 12. d) Versión 15. Versión 20.

En la imagen 3.11 se muestra la versión final de la estructura mecánica, la cual puede ser ajustada para su uso en personas entre 1.60 y 1.80 metros de altura, además de variar entre 40 y 50 centímetros en la cadera. Consta de un total de 140 piezas y un peso total de 16kg según señala el software.

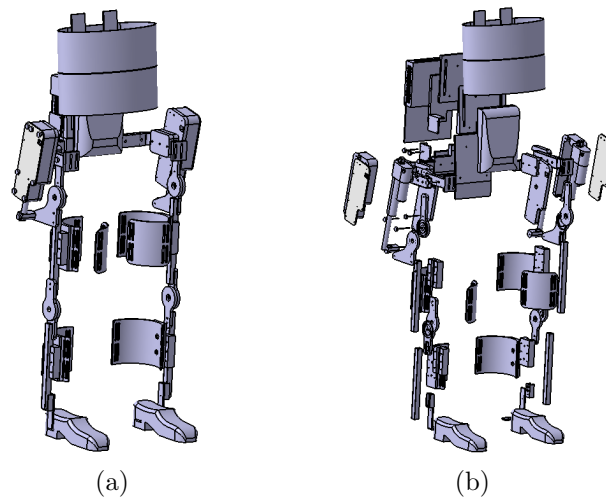


Figura 3.11: Modelo 3D de la estructura mecánica. a) Diseño de la estructura mecánica. b) Vista segmentada de los componentes de la estructura mecánica.

3.5. Consideraciones del sistema mecánico

Para poder ejecutar de forma adecuada cualquier tipo de análisis, se requiere del conocimiento de la biomecánica del ser humano. Primeramente, la distribución del peso corporal será relevante debido a que ayudará a definir los valores pertinentes al peso para la valoración de los esfuerzos en cada una de las regiones del cuerpo que se quieran trabajar, en este caso

se presentó en la tabla A.2 el porcentaje de peso corporal correspondiente a distintas partes del cuerpo. Para el análisis de las condiciones de equilibrio del cuerpo humano, resulta muy útil el manejo de modelos mecánicos como las palancas. Una palanca es una barra rígida la cual rota sobre su eje con respecto a un punto de apoyo.

La propuesta del sistema mecánico pretende adaptar la longitud de la órtesis según lo requiera el usuario, por lo cual se tomarán los valores antropométricos extremos para tener un mejor criterio de las necesidades del sistema en general. En principio, se considera como referencia un dummy de 1.76 metros de altura, y un peso de 100 kilogramos, además de 20 kilogramos respecto al peso de la órtesis. La información adicional que se requiere conocer es la aceleración, en este caso la gravedad ($9.81 \frac{m}{seg^2}$), el peso del pie ($1.8Kg$), la pantorrilla ($5.28Kg$) y el muslo ($10.1Kg$) dejando a la extremidad completa con un peso de $19.2Kg$, también, la distancia entre la cadera y el pie será de $0.9m$, donde las distancias de las articulaciones van desde $40cm$ entre cadera y rodilla, $36cm$ entre rodilla y tobillo, $14cm$ entre el tobillo y la superficie sobre la que se desliza. Con estos datos, se realiza el análisis siguiendo el concepto de palancas en la mecánica del cuerpo, la articulación del tobillo se trabaja como una de segundo orden, mientras que la rodilla y la cadera se comportan como una de tercer orden.

En la ecuación 3.4 y 3.5 podemos obtener la fuerza y el torque requerido en las principales articulaciones de los miembros inferiores y la suma de cada uno de los torques proporcionará el total requerido por la articulación de la cadera, considerando el peso del elemento de la pierna y la estructura junto con el de los demás elementos que ejercen una resistencia ante el siguiente eslabón.

$$F = m \cdot a \quad (3.4)$$

$$T = F \cdot d \quad (3.5)$$

En la tabla 3.3 se muestran los valores obtenidos en cada una de las articulaciones en el caso extremo que soporte el sistema. Estos valores serán utilizados para realizar los análisis computacionales más adelante. En ésta, el valor del par máximo involucra el esfuerzo al levantar toda la extremidad al quedar perpendicular al cuerpo, mientras que el par mínimo se refiere al necesario para poder caminar y para ello se consideraron los valores máximos del movimiento de las articulaciones mientras se realiza la acción de la marcha. Esta información es vital para poder realizar una adecuada selección del actuador que permita al sistema emular los movimientos de la cadera.

Los rodamientos o baleros son elementos clave para la movilidad en las articulaciones, ellas están elaboradas de acero y se consiguen de forma comercial, en este caso se proponen rodamientos de $2.2cm$ para sujetar o anclar cada articulación permitiendo una rotación libre sobre el eje, además, un rodamiento con un diámetro externo de $6cm$ que será el encargado de los movimientos de flexión y extensión en las articulaciones. En la figura 3.12 se muestran los rodamientos que se involucran en el movimiento de las articulaciones.

Paciente de 100kg con estructura de 20kg					
LONGITUD (m)	EXTREMIDAD	PESO (kg)	FUERZA (N)	PAR MÁXIMO (Nm)	PAR MÍNIMO (Nm)
0.14	pie-tobillo	1.8	17.64	2.46	0.63
0.36	pierna-rodilla	5.28	51.74	18.62	11.97
0.4	muslo-cadera	12.12	118.77	47.51	16.24
0.9	cadera-pie	19.2	188.16	68.6	28.86

Tabla 3.3: Características de esfuerzos sobre las articulaciones.



Figura 3.12: Rodamientos.

La selección de un tipo de perfil para el sistema mecánico involucra la aplicación del MEF para tener una referencia de cual será el tipo de perfil a utilizar, en este caso se aplico una fuerza de 180N sobre la propuesta de los perfiles. Entre los diferentes perfiles la mayor resistencia a la deformación se presento sobre el perfil cuadrado, siendo esta de 1.19 mm, lo cual indica que se encuentra por debajo de la deformación mínima antes de alcanzar el limite elástico. En la figura 3.13 se muestran los diferentes perfiles renderizados y comparados con su deformación a través de aplicar el MEF utilizando del software de CATIA V5. Otra ventaja de utilizar un tipo de perfil cuadrado es la estabilidad que brinda al momento de montar elementos externos proporcionándoles una mayor firmeza que las otras propuestas mencionadas.

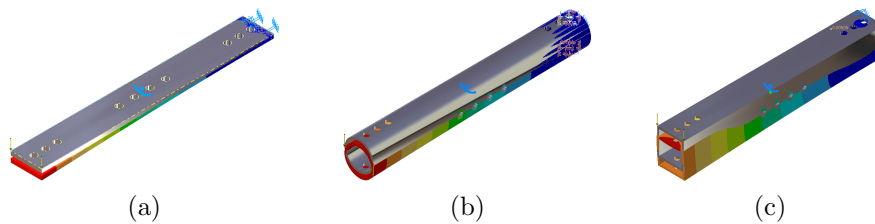


Figura 3.13: Tipo de perfiles propuestos. a) Perfil plano. b) Perfil tubular. c) Perfil cuadrado.

3.6. Selección de actuador

Para que la estructura pueda realizar los movimientos pertinentes a la marcha, se requiere de un dispositivo que permita la movilidad del sistema aplicando una fuerza que interactue

con las articulaciones. Para este trabajo se pretende movilizar la articulación de la cadera, por lo que con los datos obtenidos en la sección 3.7, en la tabla 3.3, se conocen los esfuerzos que se requieren en el sistema para poder realizar un movimiento incluyendo las fuerzas proporcionadas por el peso de las extremidades, otros aspectos importantes a considerar son sus dimensiones y la gravedad.

En un principio se consideraron motores de Brusless de DC, como el de la figura 3.14a, los cuales ofrecen un alto par, son de baja potencia y producen poco ruido debido a que no tienen escobillas en su interior, desafortunadamente el tamaño y el peso de estos limita mucho la ubicación de los mismos sobre el sistema, además de que altera la ergonomía del diseño. Por esta razón, se comenzó con la evaluación de la opción de trabajar con actuadores lineales, entre ellos existen modelos con aleación de aluminio, lo que ofrece un peso considerable dependiendo de las dimensiones, estos también ofrecen un alto par el cual puede causar alteraciones en la velocidad, por ello estos actuadores no alcanzan velocidades de desplazamiento mayores 10mm por segundo.



Figura 3.14: Actuadores propuestos en el diseño del sistema mecánico. a) Motor rotativo MAXON. b) Motor prismático POLOLU.

En la búsqueda de actuadores para la activación del sistema mecánico, se han hallado actuadores lineales, como el de la figura 3.14b, con un peso de 1.5Kg, una longitud inicial de 210mm y una longitud con su máximo desplazamiento de 310mm, lo que se traduce en una carrera de 100mm. Este dispositivo alcanza su máximo desplazamiento en 5 segundos sin carga y de 15 segundos con su carga máxima. Requiere de una alimentación de 24 Volts con una corriente de 6 Amperes.

En la figura 3.15 se muestra el modelo del actuador propuesto montado sobre la estructura mecánica permitiendo visualizar su posición y las piezas que interactúan con él para transformar el movimiento lineal en rotativo. La manipulación de la posición del brazo del actuador depende de la carrera aplicada y el ángulo que alcance la articulación, esta será la que por medio de la instrumentación electrónica se controlará.

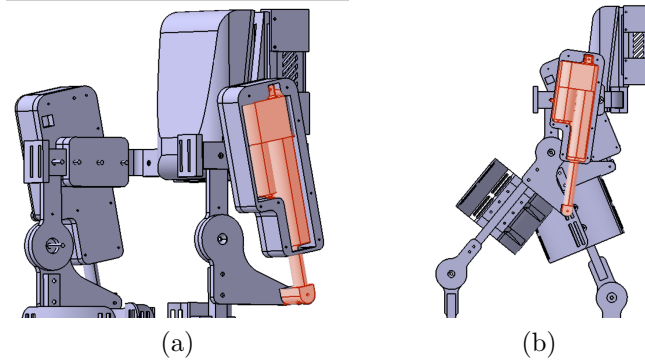


Figura 3.15: Montura del actuador lineal sobre la estructura mecánica. a) Colocación del actuador. b) Movimiento producido por el actuador.

3.7. Implementación del MEF a la estructura mecánica

Con la información obtenida en la sección anterior, se aplicará el MEF a la estructura mecánica completa para averiguar si efectivamente resistirá las cargas a las cuales estará sometida. En la Figura 3.16 se muestra la aplicación del material sobre la estructura, luego el muestreo comenzando con los nodos y posteriormente el mayado.

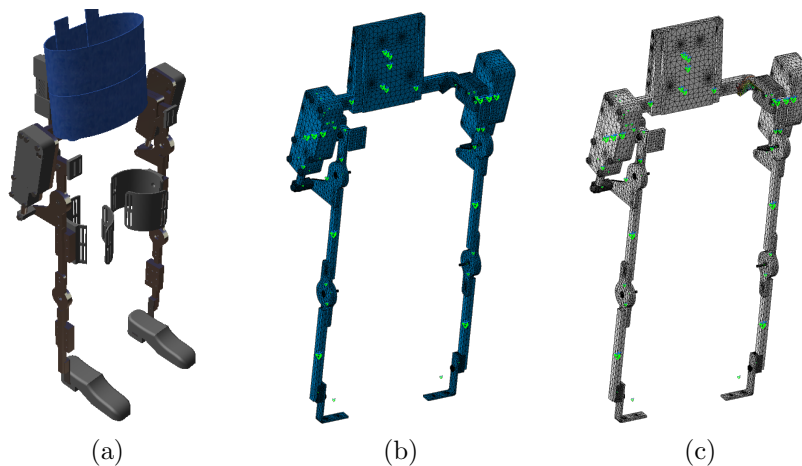


Figura 3.16: MEF sobre la estructura mecánica. a) Estructura vista de diseño. b) Estructura vista renderizada. c) Estructura vista con tensión aplicada.

El diseño de la estructura, sus elementos y la simulación de los esfuerzos han sido realizados en el software de Catia V5. El método a seguir para la aplicación del MEF en estructuras que involucre la interacción de diversos elementos se conoce como GAS por sus siglas en ingles (Generative Assembly Structural Analysis). Para introducir los parámetros necesarios en el MEF primero se determina el material, este se aplica desde diseño del ensamble, luego se identifican y se anclan el o los elementos que serán la o las referencias para las cargas.

Al tener interactuando diversos elementos en un mismo mecanismo se deben marcar las relaciones que existen entre ellos. Estas formas de relación se dividen en dos partes, las radiales y los planos, luego se emplean propiedades de contacto rígido sobre cada plano y luego las propiedades de condiciones de tornillos, en cada elemento que interactúa con los ejes y los tornillos que se involucren en el diseño. Posteriormente, se realiza una revisión de las muestras del elemento, las dimensiones de las mallas deben ser adecuadas para el análisis; esto último, el programa lo muestra de forma predeterminada cuando la factorización no es la adecuada. Una vez realizado todo lo anterior se procede al cálculo computacional, al no mostrar errores durante la etapa del cálculo se podrán realizar los análisis de tensión y deformidad sin inconvenientes.

Para analizar la estructura se mostrará de forma segmentada el comportamiento de sus elementos. En el análisis la característica principal que debe tomarse en cuenta es el límite elástico, esta es la primera barrera que debe pasar el material ante la aplicación de una carga para poder definir si en efecto el elemento resistirá, esto se puede ver con mayor claridad en las gráficas de la figura 3.8 y los valores a superar son los mostrados en la tabla 3.2. Mientras tanto, la carga aplicada en cada articulación será la mostrada en tabla 3.3.

El primer análisis realizado es el del perfil ubicado en paralelo con el hueso de la tibia, esto se debe a que es el elemento de mayor longitud del cuerpo, este se conecta las articulaciones de cadera y rodilla. La simulación de este elemento se puede ver en la figura 3.13 de la sección 3.5. Mientras tanto, en la figura 3.17c se muestra la extremidad inferior izquierda de la estructura mecánica muestreada como se menciona en la sección 4.3. Además de aplicarle la máxima tensión en sus elementos.

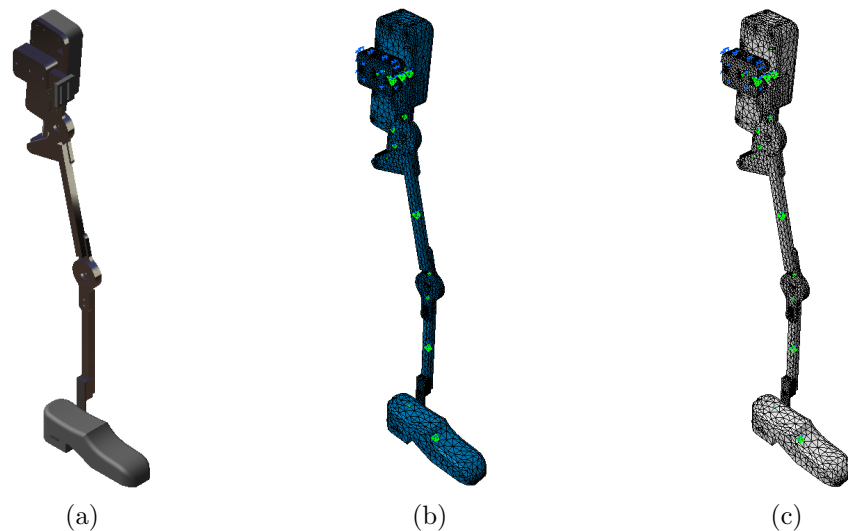


Figura 3.17: MEF sobre la extremidad derecha de la estructura mecánica. a) Estructura vista renderizada. b) Estructura dividida en mayas. c) Estructura vista con tensión aplicada.

En la figura 3.18 se muestra el tobillo, en el interviene un tornillo como eje de la articulación, las piezas de soporte, el calzado y sus respectivos tornillos para la unión entre las piezas. En

este caso la pieza que une al calzado con la estructura es la que soporta una mayor tensión ante el estrés al que esta sometido, logrando alcanzar $1.2e^6 N/m^2$, quedando así por debajo del limite elástico que puede resistir el material con el que esta manufacturado. En los elementos mostrados de forma independiente, se muestra una gama de colores que va desde el azul que representa el nimio esfuerzo aplicado hasta el rojo que se refiere al máximo esfuerzo registrado.

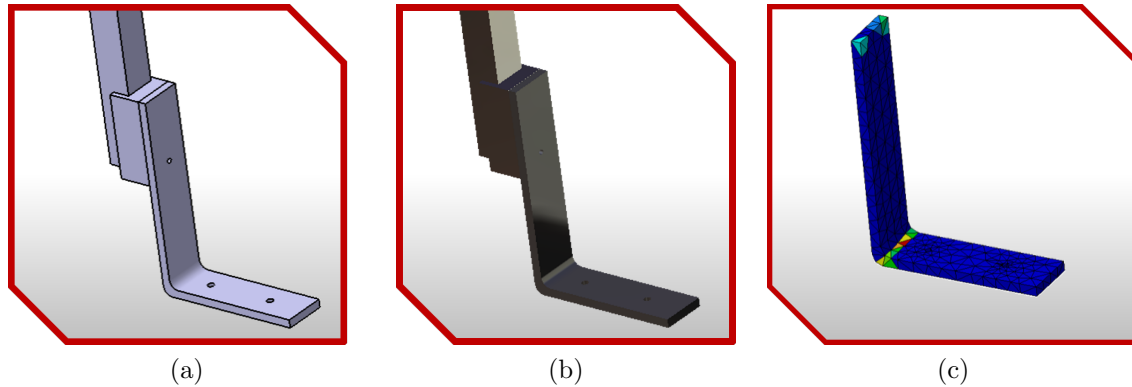


Figura 3.18: MEF sobre la articulación del tobillo en extremidad derecha. a) Vista de diseño. b) Vista renderizada. c) Vista con tensión aplicada.

La articulación de la rodilla se muestra en la figura 3.19. Para implementar MEF sobre la rodilla se tienen los elementos de la figura 3.20 entre los que se tienen resultados de tensión máxima en el perfil que conecta con el tobillo de $1.17e5 \frac{N}{mm^2}$, en los elementos de Al7075 $2.47e5 \frac{N}{mm^2}$ sobre la parte de sujeción B de la rodilla, el perfil de Al6061 $9.7e5 \frac{N}{mm^2}$ en el extremo superior y en los de aceros $3.54e5 \frac{N}{mm^2}$ sobre el tornillo del eje.

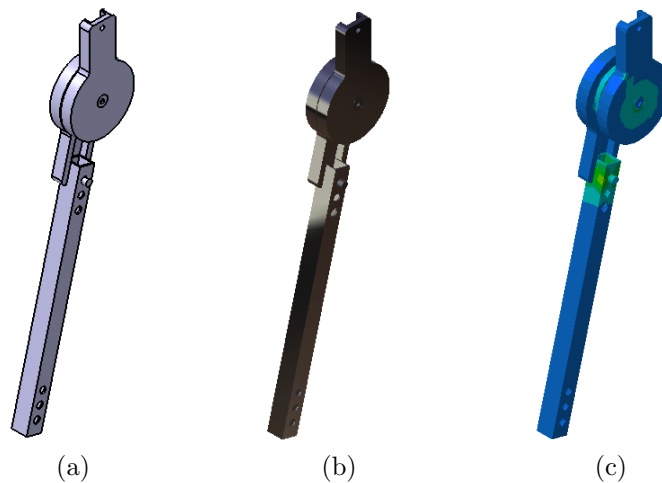


Figura 3.19: MEF sobre la extremidad derecha de la estructura mecánica. a) Vista de diseño. b) Vista renderizada. c) Vista con tensión aplicada.

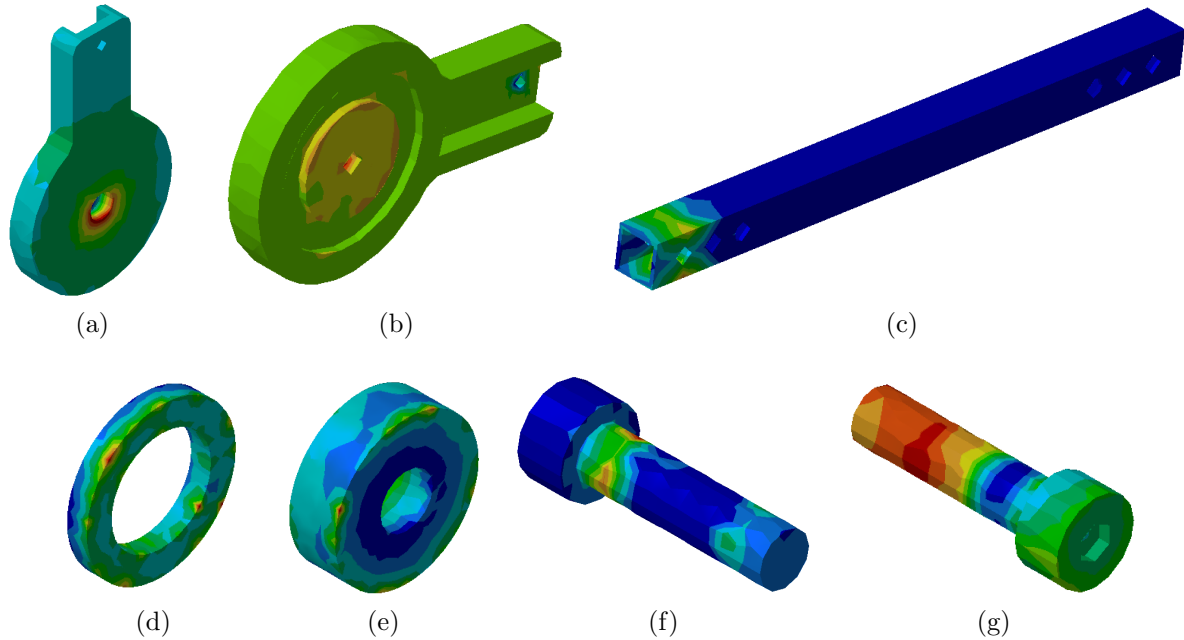


Figura 3.20: MEF sobre la extremidad derecha de la estructura mecánica. a) Pieza de soporte de rodilla A. b) Pieza de soporte de rodilla B. c) Perfil. d) Rodamiento 60mm. e) Rodamiento 22mm. f) Tornillo de sujeción. g) Tornillo del eje.

Sobre los elementos que conforman la cadera de la figura 3.21 y que se pueden observar con mas detalle en la figura 3.22. Los valores máximos obtenidos en las partes con aleación Al7075 es de $1.94e7 \frac{N}{mm^2}$ sobre el eje de la pieza base de la cadera, en el perfil de aleación Al6061 $9.3e7 \frac{N}{mm^2}$ y en los componentes de acero de $7.4e7 \frac{N}{mm^2}$ sobre el rodamiento de 60mm.

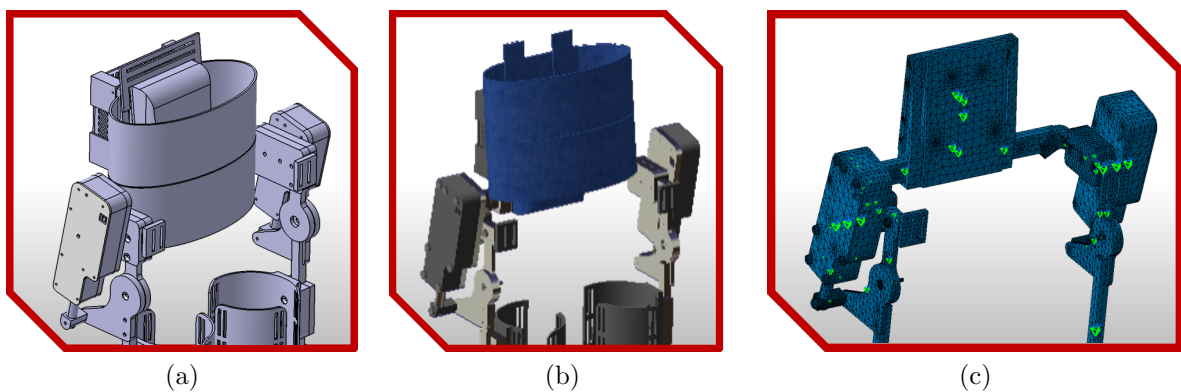


Figura 3.21: MEF sobre la extremidad derecha de la estructura mecánica. a) Vista de diseño. b) Vista renderizada. c) Vista con tensión aplicada.

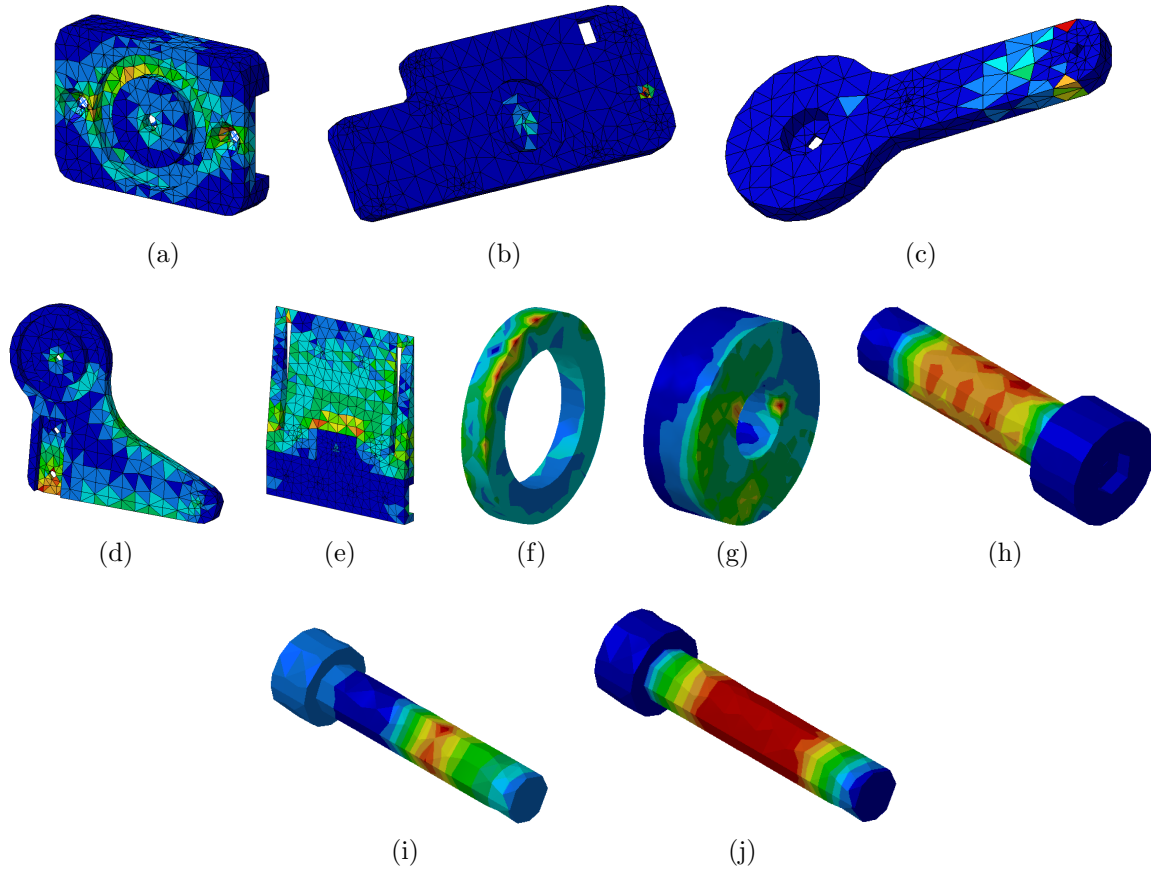


Figura 3.22: MEF sobre la extremidad derecha de la estructura mecánica. a) Conector del eje del actuador con la cadera. b) Conector del soporte y eje del actuador. c) Pieza base de la artuculación. d) Articulación de la cadera. e) Parte anterior de la cadera. f) Rodamiento 60mm. g) Rodamiento 22mm. h) Tornillo de sujeción al motor. i) Tornillo de sujeción con la articulación. j) Tornillo del eje.

Gracias a la aplicación del Método del Elemento Finito y al Análisis Estructural de Ensamble General se han podido identificar los esfuerzos que deben soportar cada una de las piezas que conforman la estructura y con ello se puede asegurar que todas ellas quedan por debajo del límite elástico, soportando de forma adecuada las tensiones aplicadas en un caso extremo de su manipulación.

3.8. Construcción del exoesqueleto

3.8.1. Prototipos de la estructura mecánica del exoesqueleto

Con la finalidad de identificar fallas o realizar mejoras sobre la estructura mecánica propuesta, se realizaron prototipos a partir de impresión 3D, y con ellos lograr observar el comportamiento de sus componentes.

La creación de dichas piezas impresas en 3D se realizó en el Laboratorio de Mecatrónica de la Facultad de Ciencias de la Electrónica de la BUAP, utilizando la impresora RAISE V2 PLUS junto con el software ideaMaker mostrada en la figura 3.23. Las perforaciones de los perfiles para su acoplamiento también se realizaron en el mismo laboratorio utilizando una maquina de fresado. Los rodamientos y tornillos se adquirieron en tiendas especializadas.

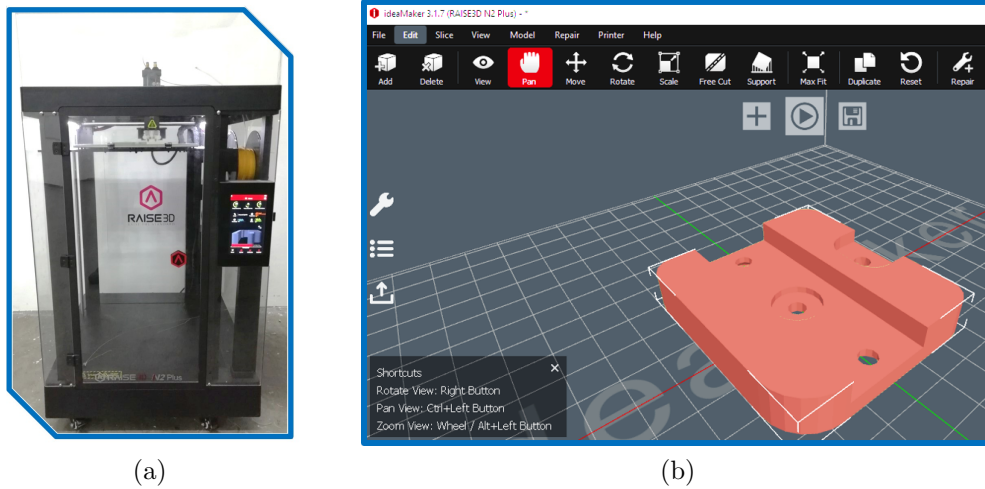


Figura 3.23: Herramientas de impresión. a) Impresora 3D. b) Software impresión 3D.

Dentro de la sección 3.3 se realiza la propuesta de materiales, en donde el aluminio 7075 se considero para realizar las piezas que conectan cada una de las articulaciones y que realizaran los movimientos de flexión y extensión, estas piezas serán las que reemplacen por piezas impresas en plástico PLA. Esto aclara algunos puntos como lo son las dimensiones reales de la estructura, la manera de colocar los rodamientos y sensores, etc.

A través de la impresión 3D se lograron modelos parcialmente completos de las extremidades como se muestra en la figura 3.24. En ellas se observa el uso de los elementos impresos, perfiles de aluminio, rodamientos de acero, tornillería de acero inoxidable y arneses.

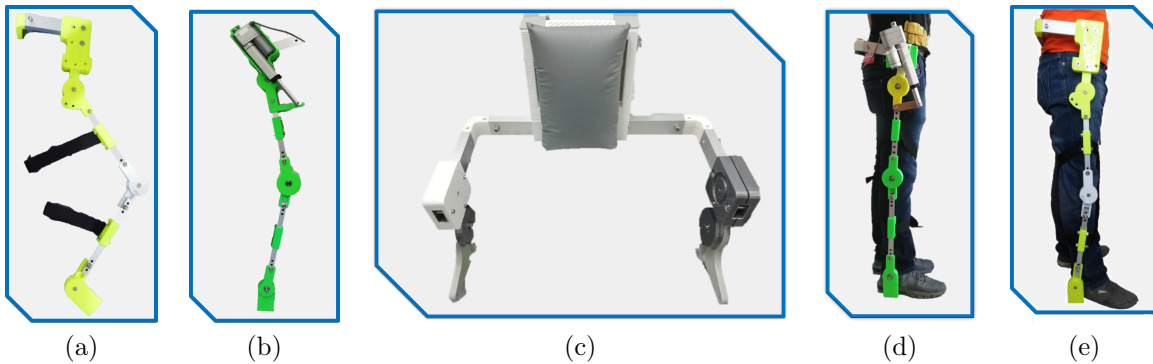


Figura 3.24: Estructura mecánica construida. a) Estructura mecánica recta. b) Estructura mecánica flexionada. c) Estructura mecánica flexionada. d) Estructura mecánica flexionada. e) Estructura mecánica flexionada.

Los modelos presentados se colocaron sobre un individuo para tener un mejor criterio en cuanto a funcionalidad, confort y estética, en la figura 3.24a y 3.24c se muestran colocadas sobre un sujeto de 1.68 metros de alto. La estructura está ajustada a una altura de 84 cm y sujeta el muslo y la pantorrilla a través de arneses. Mientras tanto, la cadera tiene mantiene una distancia entre las extremidades de 40 centímetros, y de igual manera se coloca a través de arneses. Gracias a estos modelos se puede concluir que los ajustes de altura propuestos ayudan a adaptarse a la anatomía de la persona, la distancia entre cada articulación se acomoda correctamente.

La importancia de aplicar el Método de Elemento Finito radica en conocer el comportamiento ideal de las piezas diseñadas

3.8.2. Manufactura del prototipo final

Para la creación del prototipo final, creado a base de aluminio 7075, el cual fue el material propuesto desde un principio y que se comprobó su efectividad a través del MEF, se hizo uso de las instalaciones y de la maquinaria que se encuentra en el Centro de Innovación Mecatrónica de la Facultad de Ciencias de la Electrónica de la BUAP, en donde con ayuda de profesor en turno, se realizaron las piezas que conforman la estructura mecánica.

Los primeros prototipos se crearon con base en impresión 3D, lo cual ayudó a comprender el comportamiento real del sistema y verificar detalles en cuanto a dimensiones y estimación de costos. Tras haber realizado modificaciones y revisar cuestiones de posición y tamaño, se inició con la elaboración de las piezas de aluminio. Mediante el uso de maquinaria por control numérico Computacional (CNC), modelo HASS VF2SS, mostrada en la figura 3.25.



Figura 3.25: Máquina CNC HASS modelo V2SS.

En la figura 3.26 se muestran las piezas con aleación de aluminio 7075, las cuales requirieron de un tiempo de manufactura por pieza aproximado de entre 4 y 10 horas dependiendo de la complejidad.



Figura 3.26: Piezas de la estructura en aluminio.

3.9. Sistema para terapia activa de miembros inferiores en humanos

En esta sección se presenta la unión de las etapas desarrolladas anteriormente y la manera en que interactúan el sistema de control y la estructura mecánica fabricada. En la figura 3.27 se observa la estructura ensamblada con los actuadores y sensores; la colocación de los circuitos no se encuentra en la parte trasera del sistema simplemente por motivos prácticos.



Figura 3.27: Sistema para terapia activa completo.

Capítulo 4

Desarrollo del control de movimiento del exoesqueleto

4.1. Cinemática y dinámica del sistema mecánico en la cadera

En sistemas enfocados en la rehabilitación automatizada para cualquier extremidad, caracterizar el movimiento en cada articulación es vital para su desarrollo. En este trabajo de tesis solo se considera un movimiento de flexión y extensión en la articulación de la cadera sobre el plano sagital.

El movimiento de flexión-extensión se logra mediante un comportamiento rotativo de la articulación, y dado que se tiene un actuador de tipo lineal o prismático, la rotación de la articulación se logra aplicando un sistema de tres barras de lazo cerrado, en donde a través de aplicar el movimiento lineal del actuador, se produce una fuerza de empuje sobre las piezas de la estructura, y teniendo puntos clave como anclas, se logra la transformación.

Para realizar el análisis matemático de la actuación de los elementos de la cadera, el sistema se dice que es de tipo **RPRR**, donde **R** se refiere al movimiento rotativo y **P** prismático. Además, se divide en elementos llamados articulaciones (i_1, i_2, i_3, i_4, i_5) y eslabones (l_2, l_4, l_5, l_6, l_7). Las articulaciones i_1, i_3 e i_4 serán las que produzcan movimientos rotativos e i_2 de forma prismática. Se utiliza el modelo esquemático obtenido directamente del modelo CAD de la estructura, como se muestra en la figura 4.1.

En la figura 4.1 se muestra el modelo esquemático obtenido directamente del modelo CAD de la estructura

En el caso de i_5 se mantiene un ángulo fijo, el cual ayuda al sistema a convertir el movimiento prismático en rotativo, con ello se puede obtener l_4 de forma aritmética, por lo tanto, este será quien represente de los eslabones l_6, l_7 y la articulación i_5 , dando como resultado el esquema de la figura 4.2.

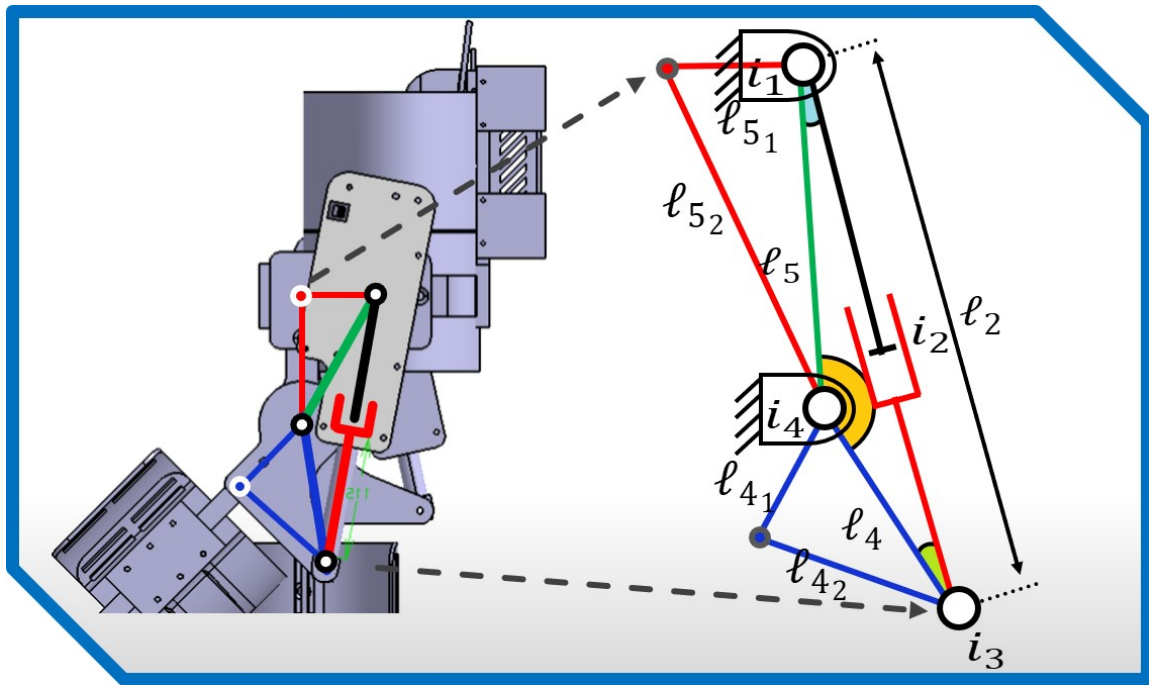


Figura 4.1: Modelo esquemático de los elementos de la cadera.

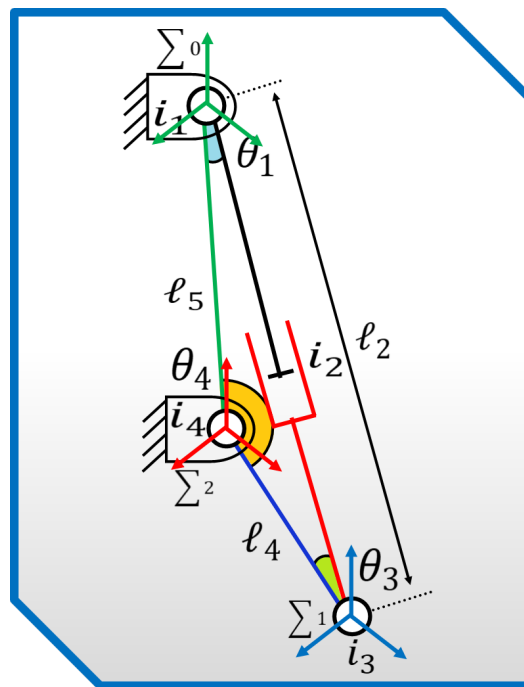


Figura 4.2: Modelo esquemático simplificado de los elementos de la articulación de la cadera para el análisis cinemático.

4.1.1. Cinemática directa

El trabajar a través de la cinemática directa permite conocer el movimiento de todas las articulaciones sin considerar las fuerzas que lo originan, logrando así identificar la posición del efector final [10]. En este caso el efector final es i_3 , regido por el sistema de referencia $\sum_2$. En la figura 4.2 se muestra el esquema de los elementos con sus respectivos sistemas de referencia, el cual ayuda a obtener la información de la tabla ?? que muestra los parámetros de Denavit Hartenberg (D-H).

En principio, se toma como referencia la articulación i_1 sobre un punto fijo dando origen al sistema de referencia $\sum_0 = (x_0, y_0, z_0)$, mientras que la articulación i_2 realiza movimientos prismáticos, desfasado en un ángulo de 90° sobre el eje z de $\sum_0$. Debido a que $\sum_1 = (x_1, y_1, z_1)$ es un sistema de referencia paralelo a $\sum_0$, l_2 reincorpora el efecto del movimiento restando el ángulo de desfase antes agregado con la articulación i_3 cuyo origen $\sum_1 = (x_1, y_1, z_1)$ se ubica a una distancia l_2 del origen de $\sum_0$. La articulación i_4 se ubica a una distancia l_4 del origen de $\sum_2 = (x_2, y_2, z_2)$, y por último, la posición del sistema de referencia $\sum_2$ se encuentra a una distancia l_5 del origen de $\sum_0$.

i	α_i	a_i	d_i	θ_i
1	0	0	0	θ_1
2	90°	l_2	0	0
3	-90°	0	0	θ_3
4	0	0	l_4	θ_4
5	0	0	l_5	180°

Tabla 4.1: D-H del sistema mecánico de la cadera

4.1.2. Aplicación de la cinemática directa

Por medio del análisis de los valores expresados en la tabla ??, se obtienen las matrices de transformación homogénea ($\vec{T}$), las cuales representan la relación de cada uno de los componentes del modelo con respecto al sistema de referencia $\sum_0$.

$$\vec{T}_1^0 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.1)$$

$$\vec{T}_2^0 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & 0 & \sin \theta_1 & 0 & l_2 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & 0 & -\cos \theta_1 & 0 & l_2 \sin \theta_1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.2)$$

$$\vec{T}_3^0 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 \cos \theta_3 & -\sin \theta_1 & \cos \theta_1 \sin \theta_3 & l_2 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 \cos \theta_3 & \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 \sin \theta_3 & l_2 \sin \theta_1 \\ \sin \theta_3 & 0 & \cos \theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

$$\vec{T}_4^0 = \begin{bmatrix} b_{11} & b_{12} & b_{13} & b_{14} \\ b_{21} & b_{22} & b_{23} & b_{24} \\ 0 & 0 & 1 & l_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.4)$$

donde:

$$\begin{aligned} b_{11} &= \cos \theta_1 \cos \theta_3 \cos \theta_4 - \sin \theta_1 \sin \theta_4 \\ b_{12} &= -\cos \theta_1 \cos \theta_3 \sin \theta_4 - \sin \theta_1 \cos \theta_4 \\ b_{13} &= -\cos \theta_1 \cos \theta_3 \\ b_{14} &= l_2 \cos \theta_1 - l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 \\ b_{21} &= \sin \theta_1 \cos \theta_3 \cos \theta_4 + \cos \theta_1 \cos \theta_4 \\ b_{22} &= \cos \theta_1 \cos \theta_4 - \sin \theta_1 \cos \theta_3 \sin \theta_4 \quad b_{23} = -\sin \theta_1 \sin \theta_3 \\ b_{24} &= l_2 \sin \theta_1 - l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_4 \end{aligned}$$

$$\vec{T}_5^0 = \begin{bmatrix} c_{11} & c_{12} & c_{13} & c_{14} \\ c_{21} & c_{22} & c_{23} & c_{24} \\ c_{31} & c_{32} & c_{33} & c_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4.5)$$

donde:

$$\begin{aligned} c_{11} &= \sin \theta_1 \sin \theta_4 - \cos \theta_1 \cos \theta_3 \cos \theta_4 \\ c_{12} &= \cos \theta_1 \cos \theta_3 \sin \theta_4 + \sin \theta_1 \cos \theta_4 \\ c_{13} &= -\cos \theta_1 \sin \theta_3 \\ c_{14} &= -l_2 \cos \theta_1 - l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 - l_5 \cos \theta_1 \cos \theta_3 \\ c_{21} &= -\sin \theta_1 \cos \theta_3 \cos \theta_4 - \cos \theta_1 \sin \theta_4 \\ c_{22} &= \sin \theta_1 \sin \theta_4 \cos \theta_3 - \cos \theta_1 \cos \theta_4 \\ c_{23} &= -\sin \theta_1 \sin \theta_3 \\ c_{24} &= -l_2 \sin \theta_1 - l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 - l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3 \\ c_{31} &= -\sin \theta_3 \cos \theta_4 \\ c_{32} &= \sin \theta_3 \sin \theta_4 \\ c_{33} &= \cos \theta_3 \\ c_{34} &= l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3 \end{aligned}$$

La matriz homogénea $\vec{T}_5^0$ involucra todas las entidades del modelo mecánico y con ello, se logra tener una definición del comportamiento en relación con las coordenadas $\sum_2(x_2, y_2, z_2)$, el cual quedará como:

$$\sum_2 = \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} d_2 \cos \theta_1 - d_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 - d_5 \cos \theta_1 \cos \theta_3 \\ -l_2 \sin \theta_1 - l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 - l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3 \\ l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3 \end{bmatrix} \quad (4.6)$$

4.1.3. Gráficas de los movimientos de la estructura mecánica sobre la articulación de la cadera

Haciendo uso del software MatLab, se realiza la simulación de los movimientos del sistema sobre la articulación de la cadera, involucrando valores numéricos que permitan una visión más amplia del comportamiento cinemático del modelo mecánico desarrollado. Las gráficas mostradas describen el ángulo de la articulación con respecto a la carrera del actuador, el comportamiento de la articulación correspondiente al movimiento que se realizará respecto a su propio eje, también se muestra la posición respecto al plano sagital del extremo final del brazo del actuador, indicando así su posición con respecto al movimiento sobre el eje de la articulación.

Una versión del prototipo cercana a la final, presenta el eje del actuador ubicado paralelamente sobre el eje de la articulación, permitiendo así un rango de movilidad que va desde 73.7° de flexión con el desplazamiento máximo del la carrera del actuador y 24.5° de extensión con la mínima longitud de la carrera, lo cual se puede observar en la gráfica 4.3. Mientras tanto, la gráfica 4.4 refleja el movimiento del efector final del actuador durante la conversión lineal a rotativa de la articulación. Las dimensiones utilizadas en esta versión del prototipo son:

$$l_2 = (15.5cm, 25.5cm)$$

$$l_5 = 11cm$$

$$l_6 = 8cm$$

$$l_7 = 11.5cm$$

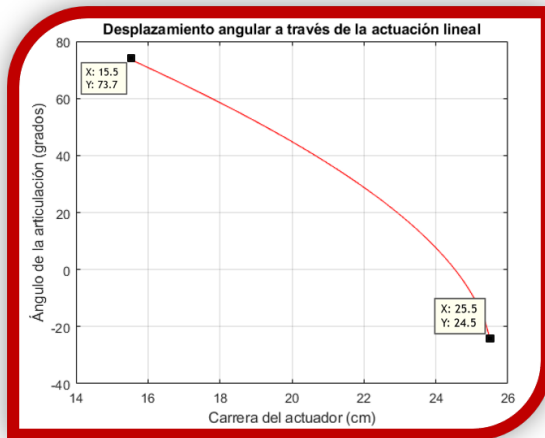


Figura 4.3: Ángulos producidos por la carrera del actuador.

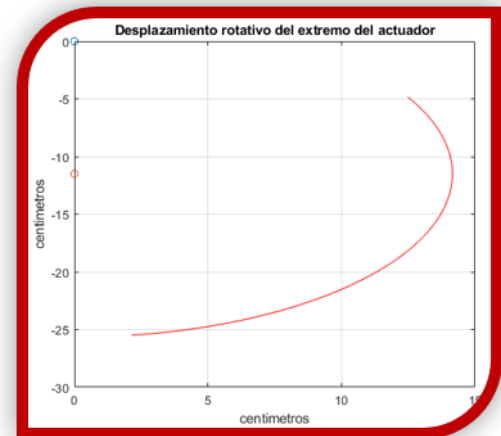


Figura 4.4: Desplazamiento del extremo final del actuador en el plano sagital.

El movimiento que se desea replicar es el de flexión y extensión de la articulación de la cadera del ser humano, por lo cual la figura 4.5 refleja este movimiento a través de la interacción de todos los elementos mecánicos.

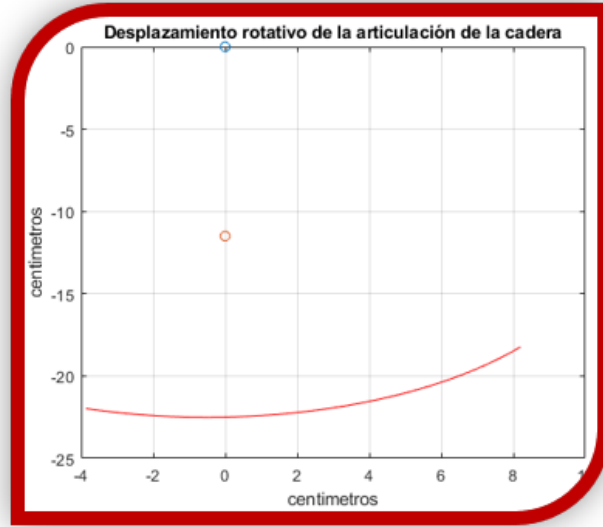


Figura 4.5: Desplazamiento de la articulación en el plano sagital.

Independientemente de que el rango de movilidad permita replicar los movimientos en la marcha, en la práctica, la estructura acumula peso al frente, por lo cual se hizo el recorrido de los actuadores hacia la parte anterior lateral de la cadera, logrando así una mayor estabilidad en la estructura. Las modificaciones realizadas pertenecen a la versión final de la estructura mecánica. Para la deducción de los movimientos que puede llegar a alcanzar la articulación, se utilizan los mismos principios que la versión anterior y así comprobar que en ningún momento se generen movimientos ajenos a los que puede realizar una persona. Los parámetros extras como la longitud desplazada y el ángulo que se crea entre el eje de rotación del actuador con respecto al de la articulación brindan la información necesaria para obtener las gráficas adecuadas. Los valores aplicados para la obtención de las gráficas de la versión final del actuador son:

$$l_2 = (15.5cm \text{ a } 25.5cm)$$

$$l_{5_1} = 7.5cm \quad l_{5_2} = 12cm \quad l_5 = 14.1cm$$

$$l_6 = 8cm$$

$$l_7 = 11cm$$

En la gráfica 4.6 se puede observar el ángulo obtenido a través del desplazamiento de la carrera del brazo del actuador. En la gráfica 4.7 se tiene el movimiento del extensor final del actuador con respecto a su eje de rotación marcado con un punto rojo y el eje de la articulación marcado con un punto azul, la línea roja es la que muestra como es transformación lineal a rotacional de la parte que conecta el actuador con la estructura mecánica.

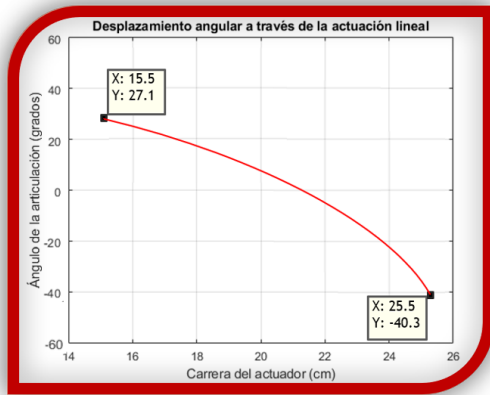


Figura 4.6: Ángulos producidos por la carrera del actuador.

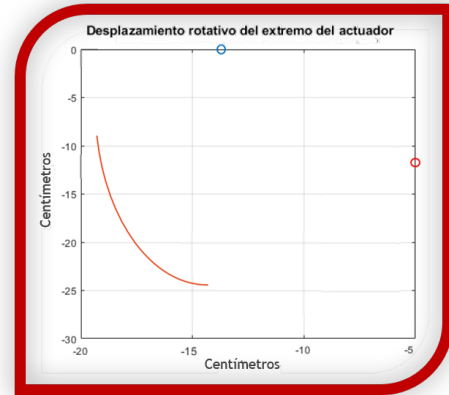


Figura 4.7: Desplazamiento del extremo final del actuador en el plano sagital.

El movimiento de flexión y extensión pertinentes a la articulación se muestra en la figura 4.8, en donde nuevamente la línea roja muestra el desplazamiento con respecto al eje de rotación de la articulación, ambas gráficas se muestran con una perspectiva sobre el plano sagital, por lo que no se considera el desplazamiento lineal de la estructura, de lo contrario se interpretaría como una función senoidal.

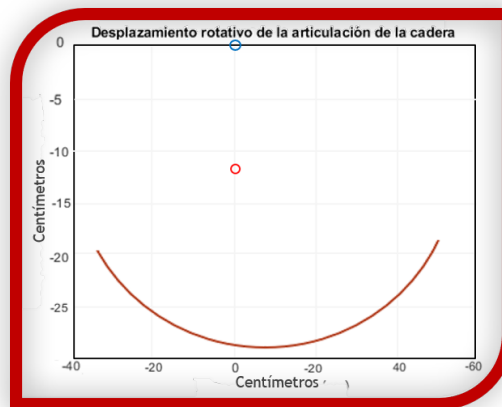


Figura 4.8: Desplazamiento de la articulación en el plano sagital.

La figura 4.9 asimila los movimientos de los ejes de rotación en las articulaciones y el desplazamiento de la carrera del brazo del actuador, mostrando así los desplazamientos descritos en gráficas pertinentes a la versión final de la estructura, en donde i_5 representa la articulación.

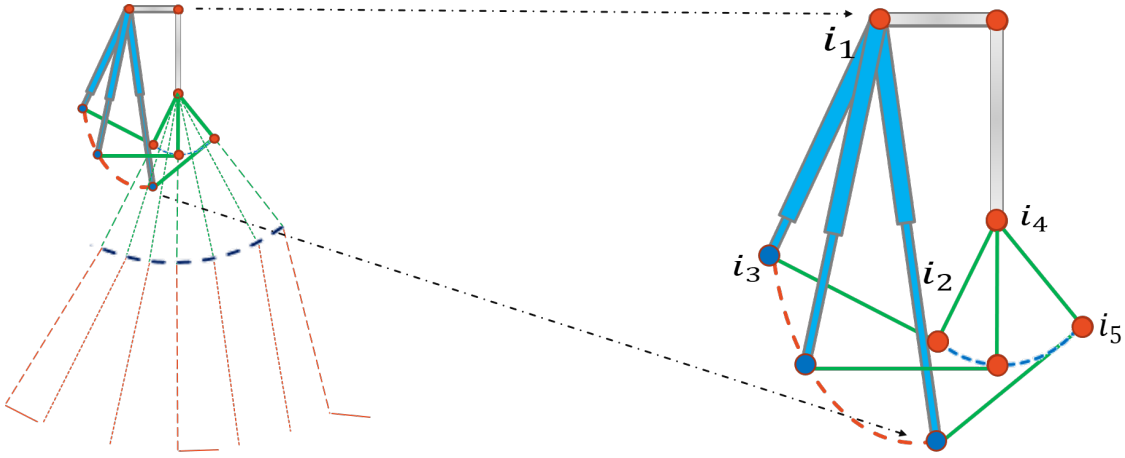


Figura 4.9: Desplazamiento de la articulación en el plano sagital.

4.1.4. Teorema de Euler

El teorema de Euler demuestra la relación que involucra las velocidades lineales y angulares de un punto en relación con los sistemas de referencia de las articulaciones contiguas a él. Esto se da debido a que al generarse un desplazamiento angular en una articulación se experimenta una velocidad lineal y con ello demostrar la contribución de las velocidades con la ubicación, por ello es un sistema dinámico cambiante en el tiempo que puede ser derivado.

A través de las matrices de rotación y traslación obtenidas, se realiza el cálculo de las velocidades, para posteriormente relacionarlas y obtener la matriz Jacobiana, cumpliendo así el criterio de Euler.

Para el cálculo de la velocidad lineal en una articulación prismática se utiliza la ecuación 4.7, mientras que para una ecuación 4.8 es la propia para las articulaciones rotativas. A este método se le conoce como método de propagación de velocidades, donde se requiere de la aplicación de fórmulas para el cálculo de las velocidades lineales y angulares dependiendo del tipo de articulación sobre la que se este aplicando.

$$\begin{aligned}\vec{\omega}_{i+1}^{i+1} &= R_i^{i+1} \omega_i^i + \dot{\theta}_{i+1} Z_{i+1}^{i+1} \\ \vec{v}_{i+1}^{i+1} &= R_i^{i+1} v_i^i + R_i^{i+1} [\omega_i^i \times r_{i+1}^i]\end{aligned}\quad (4.7)$$

$$\begin{aligned}\vec{\omega}_{i+1}^{i+1} &= R_i^{i+1} \omega_i^i \\ \vec{v}_{i+1}^{i+1} &= R_i^{i+1} v_i^i + R_i^{i+1} [\omega_i^i \times r_{i+1}^i] + \dot{d}_{i+1} Z_{i+1}^{i+1}\end{aligned}\quad (4.8)$$

Las siguientes ecuaciones pertenecen a cada uno de los sistemas de referencia.

$$\vec{\omega}_1^1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \dot{\theta}_1 \end{bmatrix}\quad (4.9)$$

$$\vec{v}_1^1 = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \left\{ \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \right\} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

$$\vec{\omega}_2^2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \theta_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.11)$$

$$\vec{v}_2^2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \left\{ \begin{bmatrix} 0 \\ \theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \right\} + \begin{bmatrix} \dot{d}_2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{d}_2 \\ 0 \\ \theta_1 \end{bmatrix} \quad (4.12)$$

$$\vec{\omega}_3^3 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_3) & 0 & \sin(\theta_3) \\ \cos(\theta_3) & 0 & \cos(\theta_3) \\ 0 & -1 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ -\theta_1 \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ \theta_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\theta_1 + \theta_3 \end{bmatrix} \quad (4.13)$$

$$\vec{v}_3^3 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_3)\dot{d}_2 - \sin(\theta_3) \\ -\sin(\theta_3)\dot{d}_2 + \cos(\theta_3) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.14)$$

$$\vec{\omega}_4^4 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\theta_1 + \theta_3 + \theta_4 \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

$$\vec{v}_4^4 = \begin{bmatrix} C(\theta_3)C(\theta_4)\dot{d}_2 - S(\theta_3)C(\theta_4)\theta_1 + S(\theta_3)S(\theta_4)\dot{d}_2 - C(\theta_3)S(\theta_4)\theta_1 + C(\theta_4)l_4(-\theta_1 + \theta_3) \\ S(\theta_4)[C(\theta_3)\dot{d}_2 - S(\theta_3)\theta_1] - C(\theta_4)[S(\theta_3)\dot{d}_2 - C(\theta_3)\theta_1] + S(\theta_4)l_4(-\theta_1 + \theta_3) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.16)$$

Por último la velocidad lineal y rotativa general del sistema se muestra en las ecuaciones 4.17 y 4.18 respectivamente.

$$\vec{\omega}_5^5 = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ -\theta_1 + \theta_3 + \theta_4 + \theta_5 \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

$$\vec{v}_5^5 = \begin{bmatrix} a_1 + b_1 \\ c_1 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

donde:

$$\begin{aligned} a_1 &= -C(\theta_3)C(\theta_4)\dot{d}_2 + S(\theta_3)C(\theta_4)\theta_1 - S(\theta_3)S(\theta_4)\dot{d}_2 \\ b_1 &= C(\theta_3)S(\theta_4)\theta_1 - C(\theta_4)l_4(-\theta_1 + \theta_3) - \dot{l}_5(-\theta_1 + \theta_3 + \theta_4) \\ c_1 &= -S(\theta_4)[C(\theta_3)\dot{d}_2 - S(\theta_3)\theta_1] + C(\theta_4)[S(\theta_3)\dot{d}_2 - C(\theta_3)\theta_1] - S(\theta_4)l_4(-\theta_1 + \theta_3) \end{aligned}$$

4.1.5. Jacobiano

Por medio de las ecuaciones cinemáticas y velocidades obtenidas, estas últimas, en conjunto formularán la matriz Jacobiana del sistema por medio de la aplicación de la ecuación 4.19.

La matriz Jacobiana está formada por las derivadas parciales de primer orden de una función. Una de las aplicaciones más interesantes de esta matriz es la posibilidad de aproximar linealmente a la función en un punto. En este sentido, el Jacobiano representa la derivada de una función multivariable, permitiendo la evaluación de la función en un punto del sistema de coordenadas. También es la matriz encargada de relacionar las velocidades lineales y angulares de las articulaciones a través de la ecuación 4.19.

$$J(\vec{q}) = \begin{bmatrix} J_v(q) \\ J_\omega(q) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_v(q)_1 & J_v(q)_2 & J_v(q)_3 & J_v(q)_4 \\ J_\omega(q)_1 & J_\omega(q)_2 & J_\omega(q)_3 & J_\omega(q)_4 \end{bmatrix} \quad (4.19)$$

Aplicando la ecuación 4.20 se pueden obtener las velocidades angulares de forma geométrica, donde $\vec{r}_n$ es la cuarta columna de la matriz homogénea T_5^0 y así obtener la primera parte de la matriz.

$$\vec{J}_{vi} = z_{i-1} \vec{r}_n \times \vec{r}_{i-1} \quad (4.20)$$

Con esto podemos obtener una matriz Jacobiana definitiva que será la base para el desarrollo del modelo dinámico que involucre los elementos físicos que influyan directamente sobre el sistema mecánico propuesto.

Matriz Jacobiana definitiva:

$$\vec{T}_4^0 = \begin{bmatrix} \dot{j}_{11} & \dot{j}_{12} & \dot{j}_{13} & \dot{j}_{14} & \dot{j}_{15} \\ \dot{j}_{21} & \dot{j}_{22} & \dot{j}_{23} & \dot{j}_{24} & \dot{j}_{25} \\ 0 & 0 & \dot{j}_{33} & \dot{j}_{34} & \dot{j}_{35} \\ \dot{j}_{41} & \dot{j}_{42} & \dot{j}_{43} & \dot{j}_{44} & \dot{j}_{45} \\ \dot{j}_{51} & \dot{j}_{52} & \dot{j}_{53} & \dot{j}_{54} & \dot{j}_{55} \\ 0 & 0 & \dot{j}_{63} & \dot{j}_{64} & \dot{j}_{65} \end{bmatrix} \quad (4.21)$$

donde:

$$\begin{aligned} \dot{j}_{11} &= -l_2 \sin \theta_1 + l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3 \\ \dot{j}_{12} &= -l_2 \sin \theta_1 + l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3 \\ \dot{j}_{13} &= -\cos \theta_1 (l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3) \\ \dot{j}_{14} &= \cos \theta_3 (l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3) - l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3) \\ \dot{j}_{15} &= \cos \theta_3 (l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3) - l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3) \\ \dot{j}_{21} &= l_2 \cos \theta_1 - l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 - l_5 \cos \theta_1 \sin \theta_3 \\ \dot{j}_{22} &= l_2 \cos \theta_1 - l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 - l_5 \cos \theta_1 \sin \theta_3 \\ \dot{j}_{23} &= \sin \theta_1 (l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3) \\ \dot{j}_{24} &= \cos \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3) \\ \dot{j}_{25} &= \cos \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3) \\ \dot{j}_{33} &= -\cos \theta_1 (l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \cos \theta_1 \sin \theta_3) - \sin \theta_1 (l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3) \\ \dot{j}_{34} &= \cos \theta_1 \cos \theta_3 (l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3) - \sin \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \cos \theta_1 \sin \theta_3) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
j_{35} &= \cos \theta_1 \cos \theta_3 (l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3) - \sin \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \cos \theta_1 \sin \theta_3) \\
j_{41} &= \theta_1 (-l_2 \sin \theta_1 + l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3) \\
j_{42} &= \theta_2 (-l_2 \sin \theta_1 + l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3) \\
j_{43} &= \theta_3 \cos \theta_1 (l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3) \\
j_{44} &= \theta_4 (\cos \theta_3 (l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3) - \sin \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3)) \\
j_{45} &= \theta_5 (\cos \theta_3 (l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3) - \sin \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3)) \\
j_{51} &= -\theta_1 (-l_2 \cos \theta_1 + l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \cos \theta_1 \sin \theta_3) \\
j_{52} &= -\theta_2 (-l_2 \cos \theta_1 + l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \cos \theta_1 \sin \theta_3) \\
j_{53} &= \theta_3 \sin \theta_1 (l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3) \\
j_{54} &= -\theta_4 (\cos \theta_3 (l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \cos \theta_1 \sin \theta_3) - \cos \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3)) \\
j_{55} &= -\theta_5 (\cos \theta_3 (l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \cos \theta_1 \sin \theta_3) - \cos \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \cos \theta_3 + l_5 \cos \theta_3)) \\
j_{63} &= -\theta_3 (\cos \theta_1 (l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \cos \theta_1 \sin \theta_3) + \sin \theta_1 (l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3)) \\
j_{64} &= -\theta_4 (\sin \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \cos \theta_1 \sin \theta_3) - \cos \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3)) \\
j_{65} &= -\theta_5 (\sin \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \cos \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \cos \theta_1 \sin \theta_3) - \cos \theta_1 \sin \theta_3 (l_4 \sin \theta_1 \sin \theta_3 + l_5 \sin \theta_1 \sin \theta_3))
\end{aligned}$$

El modelo cinemático permite conocer el área de trabajo que puede alcanzar la estructura y con ello comprobar que los movimientos pertinentes a la marcha pueden ser replicados. La inclusión de los valores de los eslabones en relación con las dimensiones de la estructura mecánica permite obtener gráficas para comprobar lo antes mencionado, y de haber algún tipo de modificación en las dimensiones de la estructura se podrán hacer los ajustes necesarios para obtener las nuevas gráficas que muestren el comportamiento de la articulación de la estructura sin alterar el modelo matemático.

4.2. Sistema de control

Al conocer los movimientos de flexión y extensión que alcanza la articulación de la cadera en el sistema mecánico, se podrá realizar el diseño de un sistema de control que replique los movimientos de la marcha, logrando así visualizar el comportamiento del sistema y de ser posible realizar mejoras sobre la estructura mecánica.

4.2.1. Software de Usuario

De forma general existen diferentes maneras en las que se pueden controlar los movimientos de los actuadores, y dependiendo de ellas se pueden catalogar como sistemas de tipo pasivo (control lineal) o activo (control con retroalimentación). La manera en que serán activados los actuadores depende de las capacidades del paciente por lo que una forma pasiva de movilizar el sistema es por medio de la activación directa, esto se aplica en sistemas diseñados para personas que no tienen la capacidad de moverse por su cuenta, para este tipo de control se programan los movimientos y se reproducen de manera repetitiva hasta que nuevamente se apague. Otro tipo de control es a través de interruptores, mediante la activación manual se transmiten señales utilizando botones o en su defecto a través de una aplicación que active o desactive las acciones que quiera realizar el usuario, usualmente los botones son colocados a un costado de la estructura, sobre bastones o andaderas que asisten al paciente, el inconveniente de este tipo de control es que la persona se concentra en la manipulación de los botones y no

en los movimientos que puede realizar, este tipo de control se puede encontrar en los sistemas de la imagen 4.10.

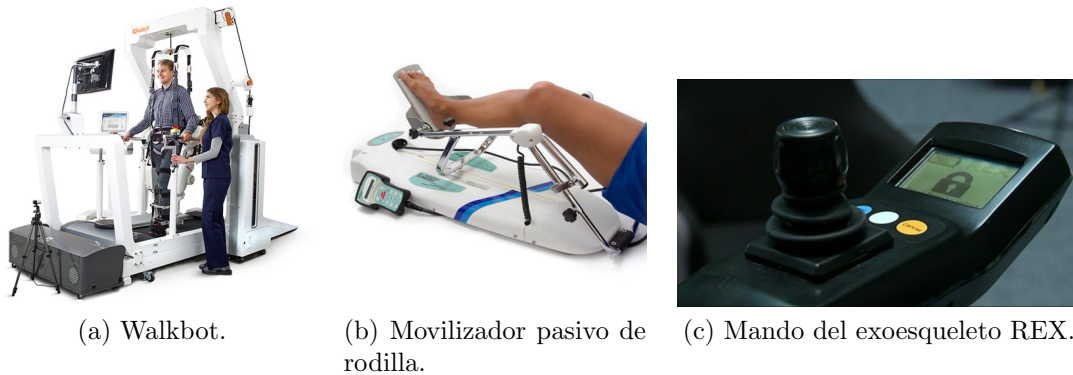


Figura 4.10: Órtesis automatizadas.

Controles más complejos involucran sensores que pueden captar las señales electromiográficas haciendo una predicción de los movimientos que pretende realizar la persona y con ello activar los actuadores, estos últimos a su vez, pueden ser monitoreados en cuestiones de posición y velocidad. En este trabajo de tesis, el diseño del sistema es para personas que tienen la capacidad de moverse pero carecen de la fuerza necesaria para mantenerse de pie y guardar el equilibrio, por lo cual la propuesta actual, identificar la posición angular de las articulaciones del usuario y replicarlas en la órtesis controlando la velocidad angular de tal forma que se mantenga el equilibrio y variando la posición angular conforme lo requiera el paciente.

En este caso particular, la manera de controlar los movimientos de la estructura mecánica, se realiza a través de la manipulación de la carrera del actuador, para lo cual se requiere de la conversión lineal a rotacional de los movimientos mediante las piezas de la articulación. Para obtener el ángulo proporcionado por el movimiento rotativo. Para poder obtener el ángulo desplazamiento de la articulación, se utilizaron sensores de posición como las Unidades de Medición Inercial (IMU), mostrado en la figura 4.11. La propuesta del sensor MPU 6050 de 6 grados de libertad, es debido a que cuenta con giroscopio y acelerómetro, los cuales trabajan en conjunto para brindar una información más certera que si solamente se utilizara alguno de ellos. La comunicación de este sensor, se estará dando a través de un conjunto de 16 bits, que se transmiten por medio de comunicación i2c.

Para el procesamiento de la información, se utiliza una tarjeta de adquisición de datos Arduino MEGA (2560) que se muestra en la figura 4.12, la cual cuenta con puertos de entrada y salida, tanto analógicos como digitales, contiene memoria interna y soporta señales PWM de alta frecuencia, entre otras cosas. Mediante su propio software se desarrolló un código que permite realizar diversas acciones dependiendo de sus señales de entrada. Las señales serán llamadas con la variable *in* y los sufijos del 1 hasta 11, que representan los interruptores que llamarán y activarán las instrucciones propuestas. Las señales de salida tienen nombres de números que van desde *uno* hasta *once*. Mientras tanto, se utilizan diversas variables que intervienen en la ejecución de instrucciones y procesamiento de la información.

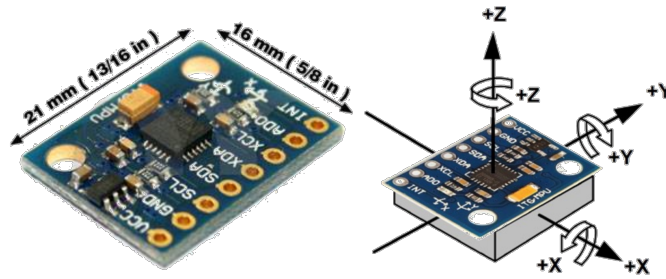


Figura 4.11: Sensor IMU.

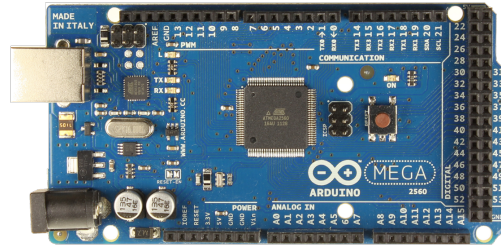


Figura 4.12: Tarjeta Arduino MEGA 2560.

La descripción del comportamiento de la programación en arduino corresponde al diagrama de bloques de la figura 4.13. Anteriormente se mencionaron las variables que se utilizan, por lo cual las instrucciones tendrán los nombres de estas a un costado. El interruptor principal es el de inicio (in1), el cual, si se encuentra inactivo, no realizará ninguna acción aunque se encuentre energizado. Luego aparece el interruptor que inicializa un contador, permitiendo medir los tiempos de las terapias, al ser desactivado se reseteará, por lo que al activarlo nuevamente, el conteo del reloj volverá a comenzar. Posteriormente, activando in3, se busca llegar a un estado neutro como el visto en la sección 2.2, en donde el individuo permanecerá estático de manera erguida, lo cual requiere de una movilización previa de los actuadores y con ello encontrar un ángulo de 90° con respecto a la superficie en la que se encuentre. Finalmente, activar el interruptor in4, permite emular los movimientos de la marcha.

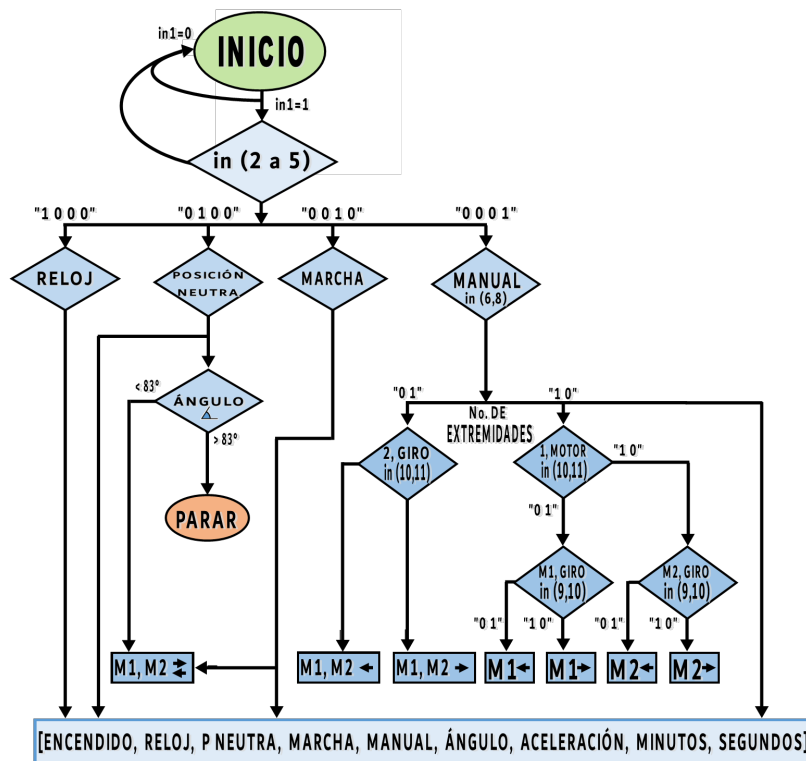


Figura 4.13: Diagrama de flujo del código de Arduino.

Tomando en cuenta que se requiere de una caracterización del rango de movilidad que puede ejercer una persona dependiendo de su padecimiento, se agregó un modo manual, el cual consta de dos modalidades, la primera de ellas permite ejercer movimiento oscilatorio en ambas extremidades (in5), mediante los interruptores in6 e in7 se indica el modo de operación de los actuadores en un sentido u otro. Por otra parte, se pueden controlar las extremidades de manera independiente activando el interruptor in8, el interruptor in11 se encarga de la selección del actuador, mientras que in9 e in10 controlan la dirección. El sistema se encontrará monitoreando el movimiento de la articulación siempre y cuando se este ejecutando alguna acción, por lo que se puede decir que es un sistema de lazo cerrado.

Posteriormente se desarrolló un panel para el monitoreo del control utilizando el software de Matlab, con el que se determinan algunos parámetros de la interface para lograr leer y graficar la información. El uso de una interface gráfica de usuario, mejor conocida como GUI, permite un control de las aplicaciones del software, eliminando así la necesidad de escribir comandos al querer ejecutar una instrucción. En este caso, en el panel de la GUI se encuentran botones para conectar y desconectar el puerto serial, esto permite que otros programas puedan interactuar con la comunicación serial utilizando el mismo puerto y sin generar conflictos. Además se tienen áreas para introducir los parámetros del tiempo de ejecución, tiempo de muestreo y el puerto de comunicación. Mientras tanto, en la parte superior se aprecia un espacio dedicado a graficar el comportamiento de la señal de entrada con respecto al tiempo, haciendo caso a los tiempos impuestos dentro del mismo panel, tal como se aprecia en la figura 4.14.

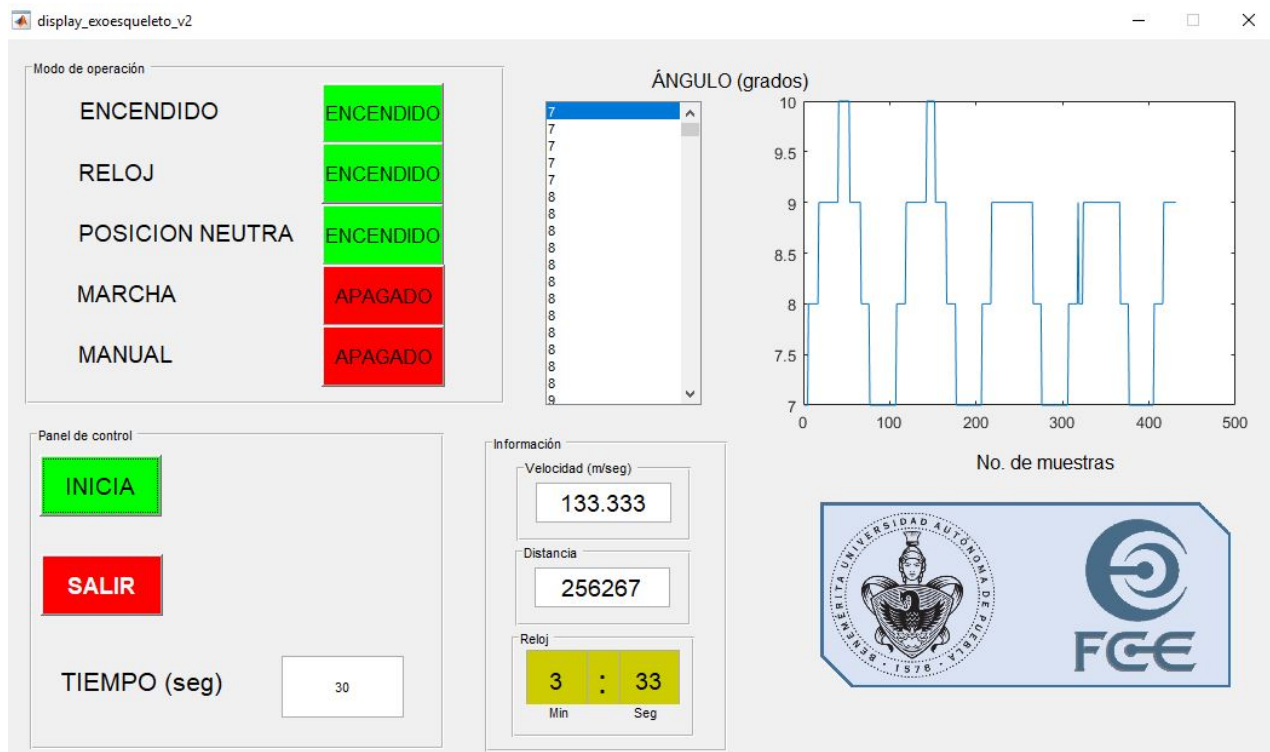


Figura 4.14: Ventana en Matlab para la interface de datos con arduino.

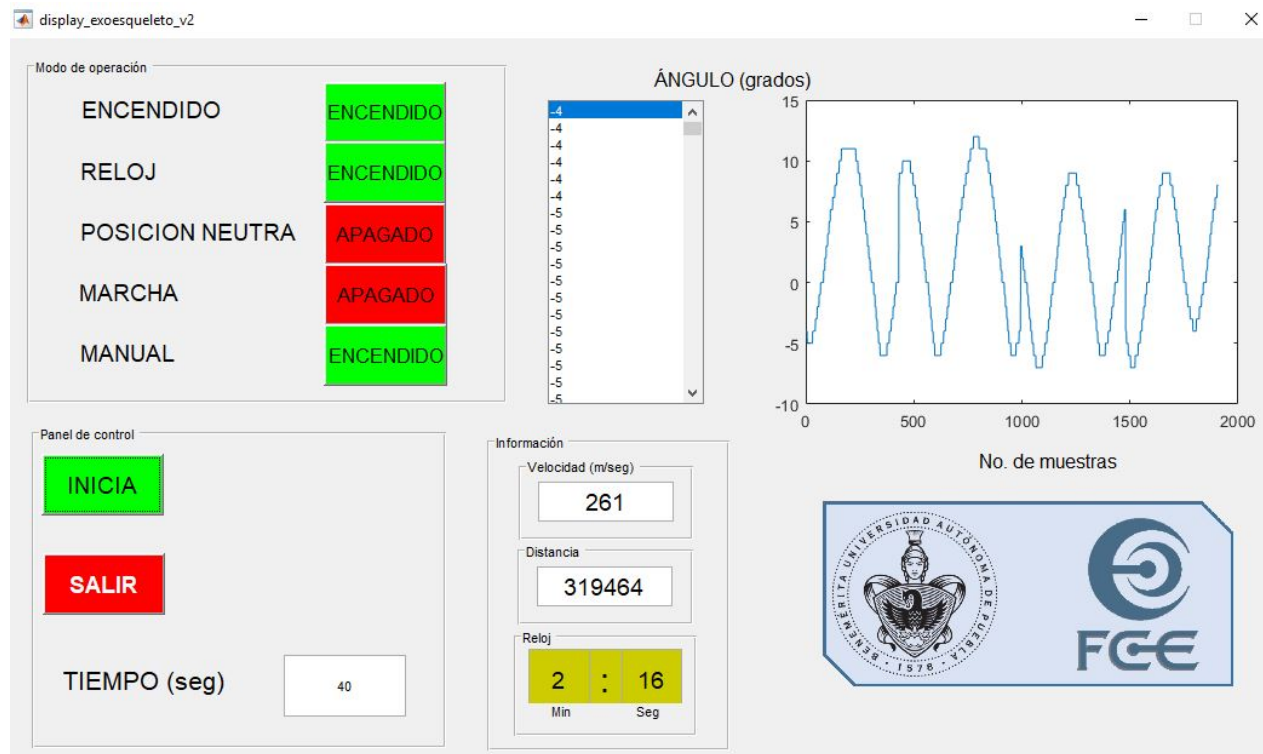


Figura 4.15: Ventana en Matlab para la interface de datos con arduino.

4.2.2. Interfaz electrónica

Para poder realizar una propuesta para el diseño electrónico, lo primero es tener en claro las funciones que se requieren realizar sobre el sistema mecánico a través de los actuadores. En este caso se pretende controlar la velocidad y posición de la carrera de los actuadores ya sea para caminar o ubicar la posición neutra (0°).

La interacción entre los sensores y el uso de una tarjeta arduino, permite visualizar los datos obtenidos a través del software de Arduino, o de cualquier otro que pueda interactuar con el puerto serial. Por medio de la programación de la tarjeta y los datos recibidos de los sensores, lo siguiente es crear una etapa de acoplamiento, con la cual, se permite o interrumpe el flujo del voltaje de la parte de potencia, utilizando las señales digitales de 5 volts. Los optocopladores son interruptores fotosensibles que internamente involucran un diodo emisor de luz que activa un transistor de tipo darlington ubicado dentro del mismo integrado, permitiendo la conmutación rápida de las señales, mientras que el transistor se encarga del flujo en la alimentación de potencia. Los optocopladores propuestos para este trabajo son MOC 8050 mostrado en la figura 4.16, esto se debe a que tienen un tiempo de respuesta más rápido que otros dispositivos semejantes, con lo que puede recibir señales de un pwm sin ningún inconveniente.

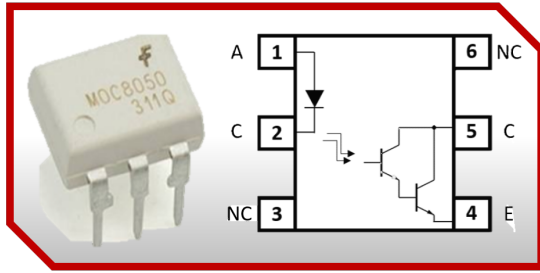


Figura 4.16: Optoacoplador MOC 8050.

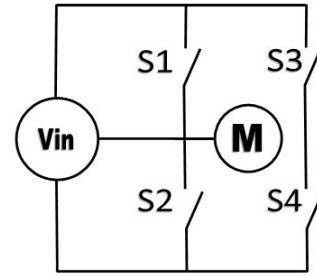


Figura 4.17: Diagrama esquemático del puente H.

Para la etapa de potencia, se requiere el conocimiento previo de lo que se desea activar, en este caso son los actuadores lineales, por lo cual, se requiere de una alimentación de 12v a 6 amp. por ello se utiliza una fuente conmutada comercial que brinda la energía necesaria para mover los motores. Posteriormente, se identifica cómo será la activación de los mismos, y en este caso se busca un movimiento en ambos sentidos, con el que se requiere un cambio de polaridad constante en la entrada de los actuadores. La creación de un circuito en configuración puente H a partir de transistores de potencia se considera una opción fiable. En la figura 4.17 se muestra una representación simple de este circuito, en donde si los interruptores S1 y S4 se encuentran cerrados y los demás abiertos se obtendrá un voltaje positivo a la salida, en caso contrario que S2 y S3 sean los que se encuentren cerrados y los demás abiertos, la salida del circuito tendrá una polaridad inversa.

Mediante el software de Proteus, se realizaron las simulaciones pertinentes antes de armar de forma física los circuitos. En el caso del puente H, al tratarse de un sistema de potencia es preferible el uso de elementos discretos como transistores. La creación del puente se realizó utilizando transistores BJTs que realizan la función de interruptores, en principio, cuatro de ellos son los encargados de la polaridad, mientras que los dos primeros se encargan de inyectar la potencia suficiente para mantener un voltaje de salida constante. La conexión del conjunto de optocopladores para comprobar la activación de su salida dependiendo de la señal de entrada.

El acoplamiento de las señales digitales arrojadas por la tarjeta arduino hacia la etapa de potencia se da mediante los optocopladores, que son interruptores fotosensibles que internamente involucran un diodo emisor de luz que activa un transistor de tipo darlington que se encuentran del mismo integrado, permitiendo la conmutación rápida de las señales, mientras que el transistor se encarga de activar la etapa de potencia. En este caso, se utilizan señales digitales y pwm para la manipulación de la velocidad de los actuadores. La conexión del conjunto de optocopladores para comprobar la activación de su salida dependiendo de la selección de su entrada. En la figura 4.18, se muestra el circuito para movilizar uno de los actuadores, en donde interactúan la etapa de acoplamiento y potencia, además de incluir la tarjeta arduino.

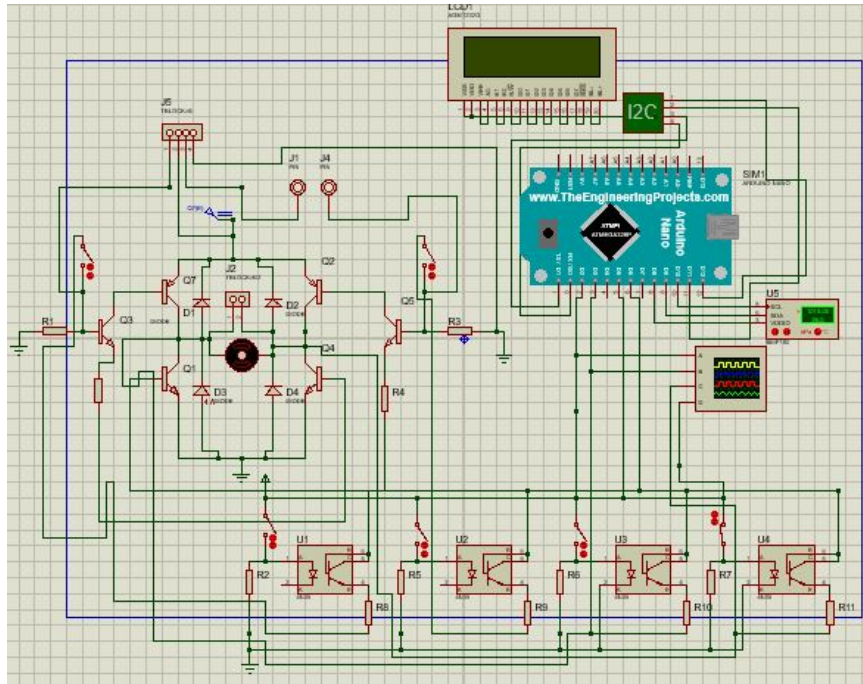


Figura 4.18: Circuito para el control de la activación de los actuadores.

Se realizó el diseño de la tarjeta pcb que involucra la etapa de potencia y acoplamiento, esta se observa en la figura 4.19, incluida una carcasa que se encargará de proteger los circuitos al momento de colocarse sobre la estructura.

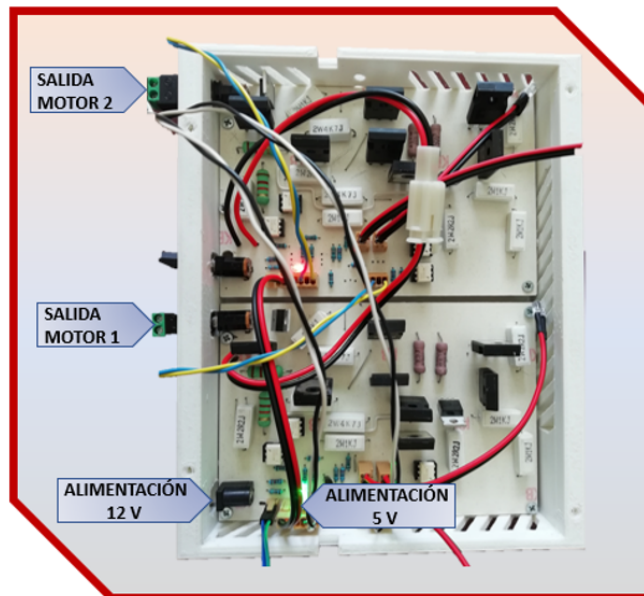


Figura 4.19: Circuitos para la activación de los actuadores.

En la figura 4.20 se muestra la interconexión entre la parte diseñada para el control mediante interruptores y la parte de potencia que interactúa directamente con los motores.

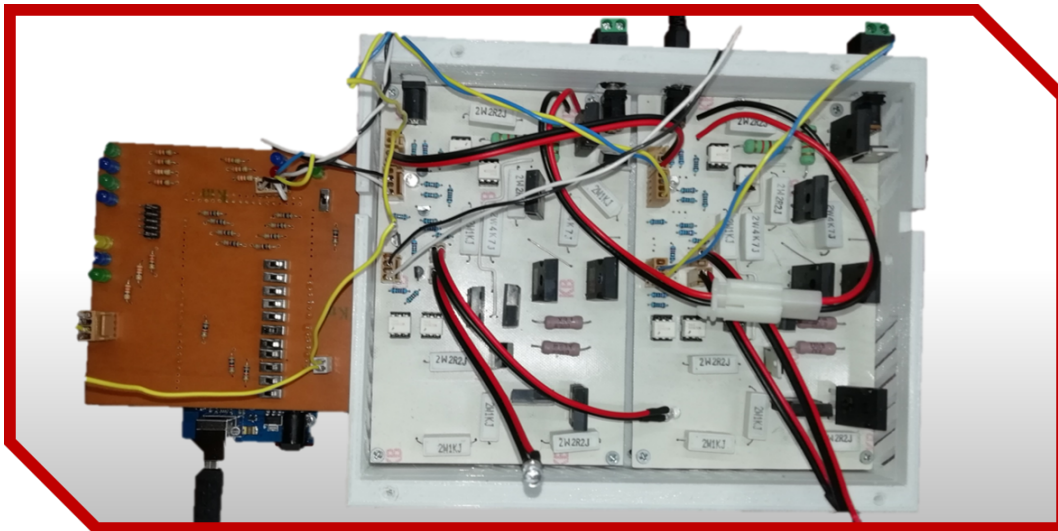


Figura 4.20: Conexión de circuitos digital y potencia.

4.3. Resultados experimentales del control del exoesqueleto

Las gráficas presentadas en el capítulo 4 que muestran los movimientos de flexión y extensión de la articulación, se presentan nuevamente en la figura 4.21, junto con el diseño del prototipo final en su carrera mínima y máxima en la imagen 4.22.

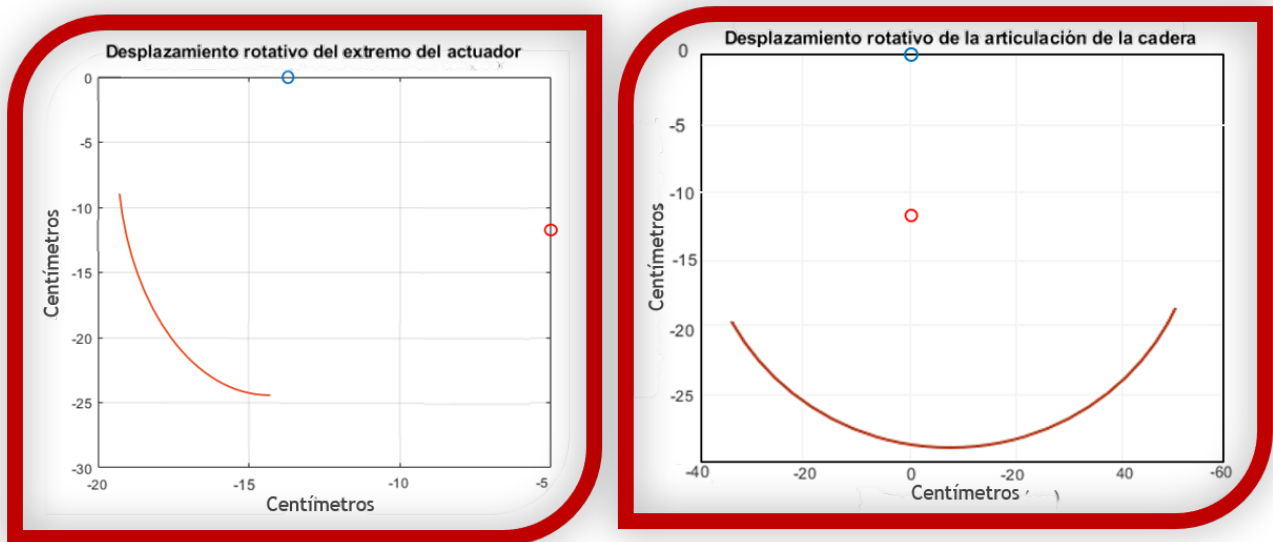


Figura 4.21: Movimiento sobre la articulación de la cadera.

El movimiento también puede ser comparado de manera física, porque, la lista que aparece en el panel realizado en Matlab permite ver el alcance de los grados de libertad que puede

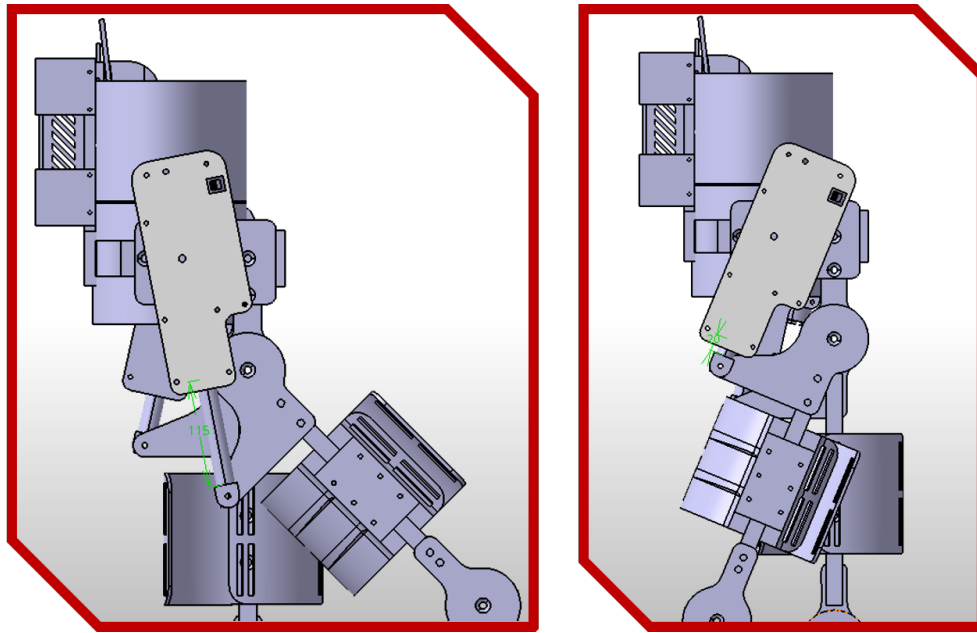


Figura 4.22: Desplazamiento mínimo y máximo del prototipo de la estructura.

llegar a alcanzar la estructura en el proceso de la marcha, considerando que la posición neutra se alcanza cuando el individuo permanece en un ángulo de 90° con respecto a la superficie sobre la que se traslada, las capturas del panel muestran el máximo ángulo alcanzado. En la figura 4.23 se muestra el movimiento de la marcha con el ángulo alcanzado al realizar el movimiento de flexión y extensión, esto es comparable con los movimientos de la estructura mecánica de la figura 4.24 cuando la carrera del actuador se contrae permitiendo así una diferencia de 18° , y al extenderse alcanza el mismo ángulo.

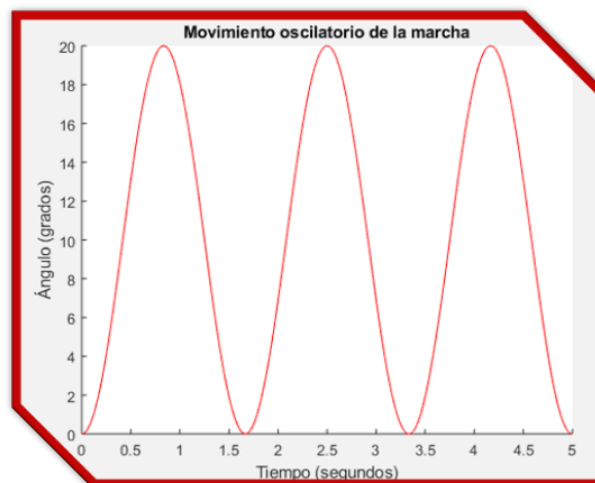


Figura 4.23: Movimiento sobre la articulación de la cadera.

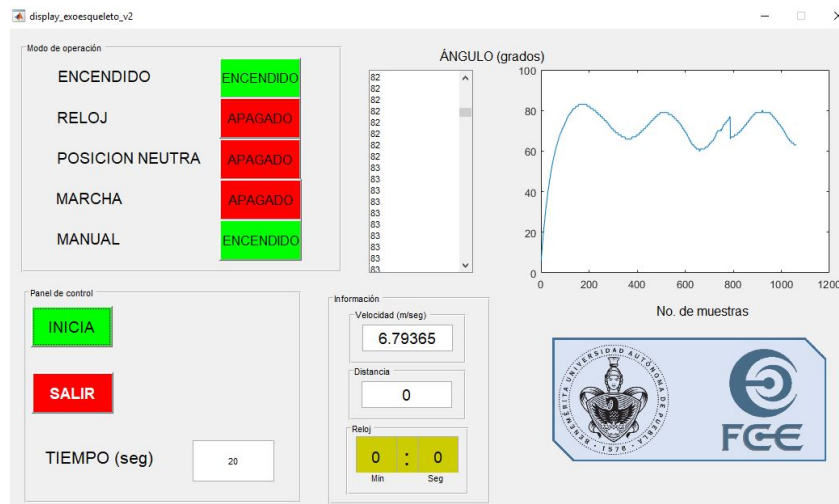


Figura 4.24: Máximo ángulo de extensión.

En la figura 4.25 se muestran los movimientos máximos de flexión y extensión de la extremidad. En la imagen a) se muestra la posición alcanzada aplicando la mínima carrera del actuador, la imagen b) la posición neutra y por último en la figura c) aplicando la máxima carrera del actuador y se puede apreciar el acoplamiento con el portador del prototipo de órtesis desarrollado en este trabajo de tesis.



Figura 4.25: Máximo ángulo de extensión.

Capítulo 5

Conclusiones

Al trabajar en el desarrollo de tecnologías que interactuen directamente con el cuerpo humano, se debe de tomar en cuenta todos los factores biomecánicos, que en este caso particular se relacionen con los movimientos que permiten la marcha. Se deben de considerar los movimientos que realiza la marcha normal, así como patológica. Esto brinda la información necesaria para lograr un correcto análisis de lo que sucede con el cuerpo y su entorno más próximo, que sería la órtesis que se pretende desarrollar.

El construir una primera versión de una extremidad del sistema ha brindado un amplio campo de visión que permitió la corrección de detalles en el diseño, aprender a manipular los elementos, las dimensiones, el peso y la manera en que acoplará con el paciente.

El lograr dejar la mayor cantidad de información y referencias útiles para continuar con el desarrollo del proyecto, para una razonable cantidad de información durante el periodo en que transcurrió el posgrado. Esto involucra la investigación de diversos modelos de este tipo de sistemas, evidenciando costos, materiales, lugares de origen, investigaciones actuales, etc. Además de los tipos de actuación que se utilizan en ellos.

En cuanto al funcionamiento del cuerpo humano relacionado con la estructura, se ha logrando obtener un estimado de las fuerzas que se aplican sobre las piezas de la estructura al momento de realizar una sesión de terapia permitiendo obtener los valores que sirven para la aplicación del MEF, y así comprobar de forma ideal mediante software, la resistencia de los materiales propuestos. Cabe mencionar que el tipo y los tiempos de rutina que se necesitan en cada sesión de rehabilitación, es importante para poder definir los tiempos entre cada terapia, esto es dependiente de las características del actuador y de la etapa de potencia, lo que extenderá la vida útil del sistema tanto como sea posible.

El modelo matemático reafirma la forma en que se estará comportando el sistema al momento de activarse, dejando en claro el área de trabajo que está cubriendo, así como los movimientos que realizará dependiendo de la carrera alcanzada por los actuadores propuestos y utilizados en la articulación de la cadera. Además, con este modelo, se puede comenzar el desarrollo de un sistema de control robusto que pueda realizar los movimientos necesarios para las terapias hacia las que esta destinada, dependiendo de la recepción y emisión de las señales que sean definidas.

De manera general, el gran impacto social que conlleva la investigación de este tipo de tecnologías, espero sea de interés para que más y nuevos investigadores volteen hacia el desarrollo de tecnologías enfocadas en la salud, especialmente en nuestro país.

En cuanto a la parte mecánica de la estructura, se pueden realizar mejoras a través de proponer y analizar materiales como la fibra de carbono, consiguiendo así, una disminución de peso sobre la estructura sin comprometer la resistencia mecánica. Además, el desarrollo de arneses más ergonómicos permitirá un mejor acoplamiento de la estructura con cuerpo del paciente.

Durante el desarrollo del trabajo de tesis se han tratado los objetivos específicos planteados y se ha abordado desde la investigación de los sistemas existentes hasta la construcción de un prototipo junto con la parte electrónica para el control de los movimientos de la estructura mecánica, logrando así cumplir con el objetivo general.

La importancia de la elaborar un prototipo, permite abrir temas de investigación para que las nuevas generaciones complementen y aporten mejoras al sistema exoesqueletico.

Apéndice A

Método del Elemento Finito

El Método o Análisis del Elemento Finito, el cual será llamado **MEF** en adelante, permite conocer las deformaciones, desplazamientos y esfuerzos en un elemento a través de las cargas aplicadas sobre este.

El MEF envuelve el modelo de la estructura utilizando una pequeña interconexión de elementos llamados elementos finitos, con ello se nos permite resolver ecuaciones diferenciales asociadas a un problema físico sobre geometrías complicadas. Para poder aplicar este método, el cuerpo se divide en un número elevado de sub-dominios que no se interceptan entre sí, esto también es conocido como discretización, dentro de cada elemento se percibe una serie de puntos representativos llamados nodos, si dos nodos son adyacentes pertenecen al mismo elemento finito, además, un nodo sobre la frontera de un elemento finito puede pertenecer a varios elementos, y a las relaciones del conjunto de nodos adyacentes considerandos se les conoce como malla. [44]

Todos los elementos interconectados son ligados, directa o indirectamente, hacia cualquier otro elemento con interfaz común, incluyendo nodos, líneas de frontera y superficies. Para utilizar las propiedades de esfuerzo/tensión para el material utilizado en la estructura, uno puede determinar el comportamiento de un nodo dado en términos de las propiedades de cada uno de los elementos que conforman la estructura. El total de ecuaciones está descrito por el comportamiento de cada nodo resultando en una serie de ecuaciones algebraicas mejor expresadas en una matriz de notación.

El desarrollo de un algoritmo de elementos finitos para resolver un problema definido mediante ecuaciones diferenciales y condiciones de contorno, en general consta de cuatro etapas.

1.- El problema debe reformularse en forma variacional. Formulación débil o varacional es una alternativa en que dichas ecuaciones se escriben en forma integral, dando lugar a ecuaciones tratables mediante los métodos del álgebra lineal sobre un espacio vectorial de dimensión finita o espacio funcional.

2.- El dominio de las variables independientes debe dividirse mediante una partición en sub-dominios, llamados elementos finitos. Asociada a la partición anterior se construye un espacio vectorial de dimensión finita, llamado espacio de elementos finitos. Siendo la solución numérica aproximada obtenida por elementos finitos una combinación lineal de dicho espacio

vectorial.

3.- Se obtiene la proyección del problema con un número elevado variante originado sobre el espacio de elementos finitos obtenido de la partición. Esto da lugar a un sistema con un número de ecuaciones finitas, aunque en general con un número elevado de incógnitas. El número de incógnitas será igual a la dimensión del espacio vectorial de elementos finitos obtenidos y, en general, cuanto mayor sea dicha dimensión mejor será la aproximación numérica obtenida.

4.- El cálculo numérico de la solución del sistema de ecuaciones. [45]

A continuación se muestran los pasos aplicados al MEF para formular y solucionar un problema estructural. Se debe tener en mente que el análisis debe tomar decisiones con respecto a la división de la estructura o continuamente dentro de elementos finitos y seleccionando el tipo o tipos de elementos para ser utilizado en el análisis (paso 1), el tipo de cargas a ser aplicadas, y los tipos de condiciones de frontera o soportes a ser aplicados. Los siguientes pasos, son realizados automáticamente por medio de un programa de computadora.

Paso 1: Discretiza y selecciona el tipo de elementos que dividen el cuerpo geométrico sobre un sistema equivalente de elementos finitos con nodos asociados y escogiendo el tipo de elemento más apropiado para el modelo más cercano al comportamiento actual del modelo físico. El número total de elementos utilizados, sus variaciones de tamaño y tipo dentro de un cuerpo dado son primeramente importantes en cuestiones de ingeniería. Los elementos deben ser lo suficientemente pequeños para obtener resultados utilizables y lo suficientemente largos para reducir el esfuerzo computacional. Elementos pequeños (y posiblemente elementos de un mayor orden) son generalmente deseables donde los resultados son cambiados constantemente, por ejemplo en elementos donde el cambio ocurre geométricamente; elementos largos pueden ser utilizados donde los resultados son relativamente constantes. La discretización del cuerpo o mallas han sido creadas por programas de generación de mallas o programas de preprocesamiento disponibles para el usuario.

La selección de elementos utilizados en el análisis de elementos finitos depende de la estructura física del cuerpo bajo las condiciones de cargas actuales y como es que se acerca al comportamiento real, esto dependerá de cuanta precisión requiera el analista. Es necesario juzgar sobre la idoneidad de las idealizaciones unidimensionales, bidimensionales o tridimensionales como los mostrados en la figura A.1. Además, la elección del elemento más apropiado para un problema particular es una de las principales tareas que debe de realizar el diseñador.

Existen elementos que comúnmente son empleados en la práctica. La línea de elementos primarios consiste de un elemento barra y biga. Ellos tienen un área de intersección pero son usualmente representadas por líneas de segmentos. Un elemento de líneas simples es llamado elemento lineal y tiene dos nodos, elementos de más alto orden son llamados cuadráticos, cúbicos, etc. La tabla A.1 y A.2 porporcionan algunos, pero no todos, los tipos de elementos disponibles para el MEF de problemas estructurales.

Paso 2: Selecciona la función de desplazamiento.

El paso 2 envuelve la selección de una función de desplazamiento con cada elemento. La

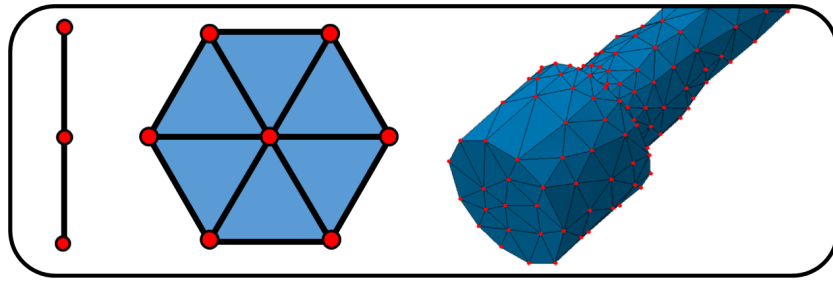


Figura A.1: Elementos unidimensional, bidimensional y tridimensional discretizados.

Tipo de elemento	Estructura	Forma	Número de nodos	Aplicaciones
Línea	Puntal		2	Barra con extremos articulados en tensión o compresión
	Viga		2	Flexión
	Armazón		2	Axial, torsional o de flexión con o sin rigidez de carga
Superficie	Cuadrilátero		4	Esfuerzo o deformación plana, simétrico con respecto a un eje, panel cortante, placa plana delgada de flexión
	Cuadrilátero		8	Esfuerzo o deformación plana, placa plana o cascarón en flexión

Tabla A.1: Biblioteca de muestras de elemento finito.

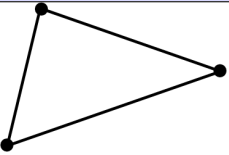
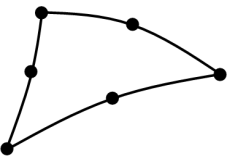
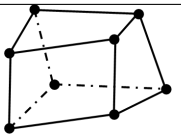
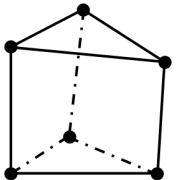
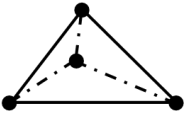
Tipo de elemento	Estructura	Forma	Número de nodos	Aplicaciones
Superficie	Triangular		3	Esfuerzo o deformación plana, simétrico con respecto a un eje, panel a cortante, placa plana delgada en flexión. Preferible cuadriláteros donde sea posible. Usado para transiciones de cuadriláteros
	Triangular		6	Esfuerzo o deformación plana, simétrico con respecto a un eje, placa plana o cascarón en flexión. Preferible cuadriláteros donde sea posible. Usado para transiciones de cuadriláteros
Sólido	Hexagonal (palelepipedo)		8	Sólido placa gruesa
	Pentagonal (Cuña)		6	Sólido, placa gruesa. Usado para transiciones
	Tetraedro (Te-tra)		4	Sólido, placa gruesa. Usado para transiciones

Tabla A.2: Biblioteca de muestras de elemento finito (Continuación).

función es definida con el elemento usando los valores nodales del elementos. Polinomios lineales, cuadráticos y cúbicos son funciones simples de trabajar con formulación de elementos finitos, solo pueden ser utilizadas series trigonométricas. Para elementos bidimensionales, la función de desplazamiento es una función de coordenadas en el plano. Las funciones son expresadas en términos de nodos desconocidos (en componentes bidimensionales). La misma función de desplazamiento general puede ser utilizada repetidamente para cada elemento.

Paso 3: Define la relación de desplazamiento y tensión.

La relación de desplazamiento y tensión es necesaria para derivar las ecuaciones para cada elemento finito. En el caso de una deformación unidimensional, se dice que, en dirección de x , tenemos un desplazamiento ε_x relacionando el desplazamiento u dado por:

$$\varepsilon_x = \frac{du}{dx} \quad (\text{A.1})$$

para pequeños desplazamientos. Además, la tensión debe ser relacionada para los desplazamientos mediante la ley de tensión generalmente llamada ley constitutiva. La habilidad de definir el comportamiento preciso de los materiales es importante en la obtención de resultados aceptables. La más simple de las leyes de tensión, ley de Hooke, que menudo se utiliza en el análisis de tensiones, el cual es dado por :

$$\sigma_x = E\varepsilon_x \quad (\text{A.2})$$

donde σ_x = tensión en la dirección de x y E = módulo de elasticidad.

Paso 4: Deriva la matriz de elemento rígido y ecuaciones.

Acorde a este método, la matriz de rigidez y elementos de las ecuaciones de los nodos, se relacionan las fuerzas nodales con los desplazamientos nodales obtenidos utilizando condiciones de fuerzas de equilibrio para un elemento básico, a lo largo con la relación fuerza/deformación.

Paso 5: Método de energía o de trabajo.

El desarrollo de la matriz y ecuaciones para elementos bi y tridimensionales facilita aplicar este método. Esto es gracias al total de ecuaciones introducidas en las condiciones de Boundary.

El método directo de superposición o método directo de rigidez, cuya base es el equilibrio de la fuerza nodal, puede ser utilizada para obtener las ecuaciones globales para la estructura completa. Implícito en el método directo se ve el concepto de continuidad, o compatibilidad, el cual requiere de que la estructura permanezca junta y que no ocurran rupturas en ningún lugar de la estructura. El compuesto final de la ecuación global escrita de forma matricial es:

$$\{f\} = [k]\{d\} \quad (\text{A.3})$$

donde $\{f\}$ es el vector de fuerzas nodales, $[k]$ es la matriz de esfuerzos y $\{d\}$ muestra el vector nodal de grados de la estructura conocido o desconocido.

Paso 6: Resolver las incógnitas de de los grados de libertad modificadas para tomar en cuenta el limite de condiciones, esto es, un conjunto de ecuaciones algebraicas simultáneas que pueden ser descritas en forma de matriz extendida como:

$$\begin{pmatrix} F_1 \\ F_2 \\ \vdots \\ F_n \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} K_{11} & K_{12} & \cdots & K_{1n} \\ K_{21} & \ddots & \ddots & \ddots \\ \vdots & \ddots & \ddots & \ddots \\ K_{n1} & \ddots & \ddots & K_{nn} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} d_1 \\ d_2 \\ \vdots \\ d_n \end{pmatrix} \quad (\text{A.4})$$

donde n es el número total de grados de libertad desconocidos en la estructura. Ésta ecuación se puede resolver por el ds utilizando un método de eliminación (como el Método Gaussiano) o un método interactivo (como el Método de Gauss Seidel). El ds es llamado la incógnita primaria, porque ellas son las primeras cantidades determinadas por el uso de la rigidez o desplazamiento del MEF.

Paso 7: Resolver la tensión y rigidez del elemento.

Para el análisis estructural de rigidez, importantes cantidades secundarias de tensiones y estrés se logran obtener debido a que pueden ser directamente expresadas por desplazamientos determinados en el paso 6. Relacionándose típicamente entre rigidez y desplazamiento, además entre estas y la tensión junto con las ecuaciones 3.1 y 3.2 para el estrés unidimensional.

Paso 8: Interpretación de resultados.

La meta es interpretar y analizar los resultados para utilizarlos en el proceso del diseño analítico. Determinación de la localización de la mayor deformación y aplicación de tensión que ocurre es generalmente importante para tomar decisiones en el diseño analítico. Post-proceso a través de programas de computadora ayudan al usuario a integrar los resultados mostrándolos de forma gráfica. [44]

El MEF es muy usado debido a su facilidad de introducir dominios de cálculo complejos. Este método es fácilmente adaptable a problemas de transmisión de calor, de mecánica de fluidos para calcular campos de velocidades, presiones, resistencias y esfuerzos. Dada la imposibilidad de encontrar la solución analítica de estos problemas, en ocasiones, en la práctica, la ingeniería asistida por computadora (CAE) se convierten en la única alternativa de calculo. El MEF se utiliza frecuentemente por medio de software CAD/CAE como SolidWorks o Catia, aunque preferentemente se utiliza un software más adecuado para CAE como el ANSYS o Abaqus, ya que brindaran un error más pequeño en cuanto a los resultados del análisis comparado con otros programas dedicados al diseño.



Figura A.2: Programas CAD/CAE.

Para realizar el análisis estructural de la parte generativa o GPS (por sus siglas en ingles Generative Part Structural), brinda la posibilidad de hacer cálculos estructurales como los esfuerzos, (tracción, compresión, torsión y flexión) y los tipos de deformaciones sobre los que estará sometido el elemento de modo individual, o bien al ensamble de dichos elementos del sistema. [47]

Para resolver las incógnitas del análisis, el programa debe de realizar ciertas suposiciones (hipótesis) respecto a las propiedades del material, a las cargas y al carácter de su interacción con las piezas, esto para simplificar el complicado problema del cálculo de elementos. Las hipótesis que se consideran son:

- ▷ El material se considera continuo (completamente macizo).
- ▷ El material de la pieza es homogéneo, tiene propiedades idénticas en todos sus puntos.
- ▷ El material de la pieza es isótropo, es decir, sus propiedades en todas direcciones son iguales.
- ▷ Las fuerzas interiores y originales que pertenecen a la carga son nulas.
- ▷ El efecto debido a la acción conjunta sobre el cuerpo de un sistema de fuerzas es igual a la suma de los esfuerzos de las acciones de estas fuerzas aplicadas consecutivamente en orden arbitrario. A ésta suposición se le conoce como principio de superposición de las cargas.
- ▷ El valor de las fuerzas interiores en los puntos del sólido, situado suficientemente lejos de los lugares donde se aplican las cargas. También se le conoce como principio de Saint Venant.

Para la aplicación del MEF por medio del análisis computacional, se requiere de tener previo conocimiento del material del que estará construido el elemento, la mayoría de los programas tiene materiales predeterminados que pueden ser utilizados y que tienen debidamente cargadas sus características físicas, en caso de que esto no suceda, se debe ir a las hojas de especificaciones de los materiales que se requiera utilizar e introducirlos manualmente en el software. Los valores que preferentemente se deben conocer son:

Módulo de elasticidad, E (Young Modulus)

Este módulo de elasticidad es muy importante a la hora de hacer los cálculos en el MEF con Catia. Las unidades del módulo de elasticidad son las mismas que las del esfuerzo, es decir, Newton por milímetro cuadrado (N/m^2) mejor conocido como Pascal (Pa) o bien, en libras por pulgada cuadrada (lb/in^2). Esto en consecuencia de que la deformación longitudinal es una cantidad sin unidades. En la mayoría de las tablas con características de aceros, el módulo de elasticidad contiene la información en MPa , por ello es importante introducir el número en la casilla en Pa y no en MPa . El módulo de Young es un parámetro que caracteriza el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza.

Factor de Poisson, ν (Poisson ratio)

Es un factor carente de unidades. El factor de Poisson es una constante que se expresa como la deformación unitaria lateral sobre la deformación unitaria axial de un cuerpo que se encuentra sometido a una tensión. Poisson demostró que estas dos deformaciones son proporcionales entre sí, dentro de los límites de la ley de Hooke.

Densidad, ρ (Density)

Las unidades que se utilizan para la densidad son kilogramo por metro cúbico (Kg/m^3). Esta es una propiedad intensiva de la materia definida como la relación de la masa de un objeto dividida por su volumen.

Límite de elasticidad, E_{lim} (Yield Strength)

Se trata del límite de desplazamiento según la elasticidad del material, si se quiere y se tiene la información se puede colocar.

Coefficiente de dilatación térmica (Thermal expansion)

Cuando se calienta un cuerpo sólido, la energía cinética de sus átomos aumenta de tal modo que las distancias entre las moléculas crece, expandiéndose así el cuerpo, o contrayéndose si es enfriado. Estas expansiones y contracciones son causadas por la variación de temperatura en el medio que le rodea. [46]

Apéndice B

Ponencias en Congresos

La divulgación científica a través de la elaboración y exposición de artículos relacionados con el tema de investigación es crucial para que más personas se interesen en el mismo campo de investigación y desarrollo, con el cual pudiese existir una colaboración o apoyo que ayude al desarrollo de los avances y alcances tecnológicos que se busca desarrollar. A continuación se presentan las portadas de las publicaciones de dichos artículos, así como una parte de los mismos.

En primera instancia se presento el artículo con el titulo “Diseño de un sistema mecánico para rehabilitación de miembros inferiores”, el cual presenta la manera en la que se realizó el diseño mecánico de la estructura y la comprobación de su eficiencia ante esfuerzos a través del Método de Elemento Finito. Dicho artículo con código ISBN:978-607-9394-14-1 se presentó en el segundo Congreso Nacional de Robótica y Mecatrónica en la Universidad Autónoma de Querétaro, en la ciudad de Juriquilla, Querétaro. En la imagen B.1 se puede ver la portada de la publicación, en la imagen B.2 la primera página del artículo y en la figura B.3 la constancia de participación.

El segundo artículo se titula “Análisis de movimiento para la actuación de la cadera en un sistema mecánico para rehabilitación de la marcha” y se presentó el en COMROB 2018 en la Universidad Autónoma de Baja California, en Ensenada Baja California. El artículo con código ISBN:978-607-98174-1-1, comprende las partes fundamentales del movimiento de la cadera sobre la estructura y el desarrollo de la parte matemática para obtener el modelo cinemático, mostrando así el rango de movilidad de la estructura a través de los actuadores propuestos. En la imagen B.4 se puede ver la portada de la publicación, en la imagen B.5 la primera página del artículo y en la figura B.6 la constancia de participación.



Figura B.1: Portada de la publicación del Congreso Nacional de Robótica y Mecatrónica.

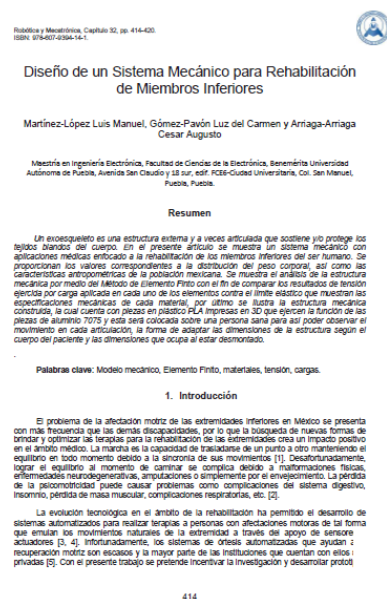


Figura B.2: Artículo presentado en Congreso.



Figura B.3: Constancia de participación en Congreso.



Figura B.4: Portada de la publicación del Congreso COMROB.

Memorias del XX Congreso Mexicano de Robótica 2018
 Universidad Autónoma de Sinaloa y Asociación Mexicana de Robótica e Industria A.C.
 XX COMROB 2018, 12-14 de Septiembre
 12 - 14 de Septiembre, 2018, Ensenada, Baja California, México
 XXCOMROB2018/ID-1859

Análisis de movimiento para la actuación de la cadera en un sistema mecánico para la rehabilitación de la marcha

Martínez L. Luis M.¹, Gómez P. Luz del Carmen², Arriaga A. Cesar A.³ y Luis R. Arnauld⁴

Resumen

Este artículo muestra algunos modelos de sistemas automatizados para la rehabilitación de los miembros inferiores y las características e implementación de un sistema mecánico empleado en el movimiento de la articulación de la cadera. Dado el método Denavit-Hartenberg (DH) se obtiene la matriz de transformaciones homogéneas que corresponde a la transición y rotación del sistema. Luego de ello, se calcula la matriz Jacobiana con el software de Matlab y se determinan las gráficas que describen el movimiento de los eslabones involucrados en la actuación de la cadera del paciente. Finalmente, la construcción e implementación de los sistemas propuestos es presentado demostrando la factibilidad del modelo. Con este enfoque se busca motivar a la investigación y desarrollo de prototipos funcionales que puedan ser probados en centros de rehabilitación para beneficio de la población local.

de rehabilitación para beneficio de la población local. Estos sistemas también pueden ser llamados exoesqueletos y que hacen referencia a cualquier estructura externa y en ocasiones articulada que sostiene y/o protege los tejidos blandos del cuerpo [3]. Los sistemas automatizados para la rehabilitación se dividen principalmente en sistemas de tipo activo y pasivo. Los sistemas de tipo activo son aquellos en los que el paciente conserva la movilidad en su o sus extremidades, sin importar que este sea limitado, mientras que los de tipo pasivo, asisten en su totalidad al paciente para que pueda ejercer cualquier movimiento [4]. Un ejemplo de ellos son el exoesqueleto Exosuit X1 [5] y Lokomat [6] mostrados en la figura 1, los cuales son activo y pasivo respectivamente.



Figura 1. Modelos comerciales de exoesqueletos.

1. Introducción

En México el mayor problema de discapacidad se presenta en la población de edad avanzada en los miembros inferiores, por lo que el desarrollo de tecnologías que permitan la recuperación de la movilidad por medio de la optimización de terapias físicas, crea un impacto positivo en el ámbito médico. La marcha es la capacidad de trasladarse de un punto a otro, manteniendo el equilibrio debido a la sincronía de los movimientos de las extremidades [1]. Informalmente, esta capacidad se puede ver afectada por enfermedades neurodegenerativas, modificaciones físicas o estructurales, y esto puede causar complicaciones del sistema digestivo y respiratorio, al igual que insomnio, pérdida de masa muscular, etc. [2].

En nuestro país, los sistemas automatizados para la rehabilitación motor se ven escasos y la mayoría de las instituciones que cuentan con ellos son privadas, por lo que se busca desarrollar prototipos funcionales que puedan ser probados en colaboración con centros

Para que un exoesqueleto sea automatizado se requiere del uso de motores que logren cumplir ciertas especificaciones, de las cuales solo se hará mención de algunas. Estas especificaciones las brinda el usuario, por lo que al considerar los datos antropométricos regionales se sabe que la altura promedio en mujeres con edades entre los 15 y 50 años es de 1.58 m y el peso varía entre 62.2 kg y 72.2 kg, mientras que en los hombres es de 1.64 m y un peso de 70.4 kg y 77.3 kg en el mismo rango de edad [7]. Tomando en cuenta la información anterior y considerando un peso mínimo de la estructura de 20 kg, se basó un caso extremo en el que el paciente alcance un peso de 80 kg y una altura de 1.7

208

Copyright © 2018 by AMRob

Figura B.5: Artículo presentado en Congreso.



Figura B.6: Constancia de participación en Congreso.

Bibliografía

- [1] CONADIS “*Estadísticas a propósito del día internacional de las personas con discapacidad (3 de diciembre)*” Aguascalientes, Ags. Diciembre de 2015.
- [2] XAVIER CRESPO, NURIA CURREL, JORDI CURREL “*Atlas de anatomía y salud corporal.*” Ed. THEMA, Barcelona, ed. 2001.
- [3] EXOSKELETON REPORT, <http://exoskeletonreport.com/>. Última consulta: 10-11-2017
- [4] JUJA G. SALINERO, MARÍA C. OCHOA, TERESA E. ESCALADA, ALFONSO S. ALDUÁN “*Los beneficios de andar para la salud*” Asociación de Viandantes A PIE, 2014.
- [5] DECRETO NACIONAL, “*Programa Nacional para el Desarrollo y la Inclusión de las personas con discapacidad*” Abril de 2014.
- [6] EL SEMANARIO <http://elsemanario.com.ve/bra-santos-dumont-exoesqueleto-robotico/> 2015. Última consulta: 16-03-2017
- [7] MANUEL A. CHÁVEZ C., FELIPE RODRÍGUEZ S., ASFUR BARADICA L. “*Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación*” Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Grupo de Investigación PSI, Universidad del Valle, Colombia, 2010.
- [8] DIARIO MOMENTO <http://www.diariomomento.com/hay-mas-de-287-mil-personas-con-discapacidad-en-puebla-erika-alonso/> Érika Alonso, Septiembre de 2011. Última consulta: 16-03-2017
- [9] FRANCISCO PÉREZ MARCIAL, 2011 “*Diseño, Análisis y modelado cinemático de un exoesqueleto pasivo de extremidad inferior con propósito de rehabilitación*” Universidad de las Américas Puebla, Cholula, Puebla. Escuela de Ingeniería, departamento de investigación, 2011.
- [10] BERKELEY ROBOTICS & HUMAN ENGINEERING LABORATORY <http://news.berkeley.edu/2016/02/03/a-new-generation-exoskeleton-helps-the-paralyzed-to-walk/> Febrero de 2016. Última consulta: 16-03-2017
- [11] HOCOMA <https://www.hocoma.com/solutions/lokomat/> Marzo de 2017. Última consulta: 16-03-2017
- [12] NAS, KEMAL, ET AL. “*Rehabilitation of spinal cord injuries.*” World journal of orthopedics, 2015, vol. 6.

- [13] ELBASIOUNY, SHERIF M., ET AL. “*Management of spasticity after spinal cord injury, current techniques and future directions.*” Neurorehabilitation and neural repair, 2010, vol. 24.
- [14] DR. DYSMART HERNÁNDEZ BARRIOS, “*La postura; posiciones fundamentales y derivados*”, <http://www.sld.cu/sitios/rehabilitacion-bio/temas.php?idv=20593>. MEDICINA DE REHABILITACIÓN BIOMECÁNICA, Última consulta: 18-05-2017
- [15] TERAPIAFISICA.COM, “*La marcha*”, <http://www.terapia-fisica.com/marcha.html>. Última consulta: 20-04-2017
- [16] ADRIANA I. AGUDELO M., TATIANA J. BRÍÑEZ SANTAMARIA, VANESSA GUARÍN URREGO, JUAN PABLO RUIZ R., MARILLY C. ZAPATA G. “*Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura*” Fisioterapeuta, Centro de Rehabilitación Neurológica, fisioterapeuta, Grupo Empresarial JJ-JMG, Departamento HSEQ, Revista CES Movimiento y Salud Vol. 1 - No. 1 2013.
- [17] DIMAS CARRASCO BELLIDO, DAVID CARRASCO BELLIDO, “*Biomecánica de la actividad física y del deporte*”, Instituto Nacional de Educación Física, Universidad politécnica de Madrid.
- [18] JUSTO GARCÍA SÁNCHEZ “*Módulo de Bases Anatómicas y fisiológicas del deporte*”.
- [19] CLAUDIO H. TABOADELA, “*GONIOMETRÍA: Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*”, Buenos Aires. 1a Ed. 2007.
- [20] FRANCISCO HERNÁNDEZ STENGELE, “*Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana*”, Universidad de las Américas Puebla. Cholula, Puebla, México 2008.
- [21] CAMACHO, A.; ESTEBAN, J.; PARADAS, C. & PARADAS, C., “*Guía de las enfermedades neuromusculares. Información y apoyo a las familias*”, Federación Española de Enfermedades Neuromusculares 2008.
- [22] FRANCOIS RICARD, ELENA MARTÍNEZ LOZA, “*Osteopatía y pediatría*”, Ed. Médica Panamericana, 2005.
- [23] HALL, CARRIE M AND BRODY, LORI THEIN “*Ejercicio terapéutico: recuperación funcional*” Ed. Paidotribo México. Vol. 1, 2006.
- [24] ASOCIACIÓN ESPAÑOLA DE PARAPRESIA EPÁSTICA FAMILIAR, http://aepef.org/wp-content/uploads/2014/03/Resumen_sobre_la.PEF.pdf. Última consulta: 20-05-2017
- [25] YASALUD, NOTICIAS DE LA SALUD Y VIDA SANA, “*Síndrome de Strumpell–Lorrain*” http://aepef.org/wp-content/uploads/2014/03/Resumen_sobre_la.PEF.pdf. Última consulta: 20-05-2017
- [26] RAMÓN V. PERICÉ, ORIOL C. RIAMBAU, SALVADOR C. PALOMA “*Ortesis y prótesis del aparato locomotor, Extremidad inferior*” Ed. Masson, Barcelona, 1991.

- [27] RAMÓN Z. PERIAGO, “*Prótesis, ortesis y ayudas técnicas*”, Elsevier España, 2009.
- [28] LEVY A. E., “*Ayudas a la marcha. En: Ortopodología y aparato locomotor. Ortopedia de pie y tobillo*”, Ed. Masson, Barcelona, 2003.
- [29] MANUEL A. CHÁVEZ C., FELIPE RODRÍGUEZ S., ASFUR BARADICA L. “*Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación*” Escuela de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Grupo de Investigación PSI, Universidad del Valle, Colombia, 2010.
- [30] E. ROCON, J. M. BELDA LOIS, A. F. RUIZ, M. MANTO, J. MORENO, J. L. PONS “*Desing and validation of a rehabilitation robotic exoskeleton for tremor assessment and suppression*”, IEEE, Vol. 15, No. 3, September 2007.
- [31] FOURIER INTELLIGENCE <http://www.fftai.com/zixun.en/zixun.bk.php?id=177>, Marzo de 2017. Última consulta: 23-05-2017.
- [32] ACTIVE AND ASSISTED LIVING PROGRAMME <http://www.aal-europe.eu/projects/axo-suit/>, 2016. Última consulta: 24-05-2017.
- [33] NEW ATLAS <http://newatlas.com/panasonic-power-loader-light-exoskeleton/25682/>, Enero 2013. Última consulta: 24-05-2017.
- [34] RB 3D <http://www.rb3d.com/en/exo/>. Última consulta: 23-05-2017.
- [35] REVISTA DIGITAL, BIOMECÁNICA APLICADA AL DEPORTE: CONTRIBUCIONES, PERSPECTIVAS Y DESAFÍOS. *Lecturas: Educación Física y Deportes*, <http://www.efdeportes.com/efd170/biomecanica-aplicada-al-deporte.htm>, Buenos Aires, Julio 2012. Última consulta: 18-05-2017
- [36] SALUDYALGOMAS.COM, “*Peso de distintas partes del cuerpo*”, <http://www.saludyalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo>, Última consulta: 13-05-2017
- [37] CYBERDYNE <https://www.cyberdyne.jp/english/products/HAL/>. Última consulta: 24-05-2017.
- [38] REWALK <http://rewalk.com/>. Última consulta: 23-05-2017.
- [39] FAUSTO R. LÓPEZ, NELSON A. PACHECO “*Fundamentos del duralumnio*” Fundación universal de los libertadores materiales, Bogota, Mayo 2011.
- [40] LA PALOMA “*Alumnio*” http://www.lapaloma.com.mx/lapaloma_metales/aluminio.html. Última consulta: 26-05-2017.
- [41] MIPS A “*Clasificación del acero inoxidable*” <http://www.mipsa.com.mx/dotnetnuke/Sabias-que/C> Última consulta: 26-05-2017.
- [42] NEWELL, J. “*Ciencia de materiales, aplicaciones en ingeniería*” Alfaomega Grupo Editor, 2016.

- [43] ENSAYO TRACCIÓN. “*Tracción estática de materiales metálicos*” Laboratorio de ensayos industriales.
- [44] DARYL L. LOGAN “*A First Course in the Finite Element Method*” University of Wisconsin-Platteville, 2012.
- [45] NOMBRE “*Finite Element Analysis*”
- [46] JOSE ANTOIO VÁSQUEZ ANGULO. “*Análisis y diseño de piezas de máquinas con CATIA V5. Metodo de elementos finitos.*” Ed. Alfaomega, Primera edición, 2009.
- [47] JACOB FISH AND TED BELYTSCHKO. “*A first course in Finite Elements.*” Ed. Wiley, 2007.
- [48] MANUEL R. GARCÍA, PEDRO M. ROMERO, MARÍA D. MARTÍNEZ, ANA P. GIL. “*Resistencia de materiales.*” Universitat Jaume I., 2002.