



# UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA DE LA MIXTECA

---

” DESARROLLO DE UN EXOESQUELETO PARA  
REHABILITACIÓN DEL HOMBRO ”

---

## TESIS

PARA OBTENER EL GRADO DE  
MAESTRA EN ROBÓTICA

PRESENTA:

**ING. DEIRA SOSA MENDEZ**

DIRECTOR DE TESIS:

**DR. MANUEL ARIAS MONTIEL**

CO-DIRECTORA DE TESIS:

**DRA. ESTHER LUGO GONZÁLEZ**

HUAJUAPAN DE LEÓN, OAXACA, MÉXICO, MARZO DE 2017







Tesis presentada en Marzo de 2017 ante los sinodales:

- Dr. Mario Márquez Miranda.  
Universidad Tecnológica de la Mixteca.
- M.C. Victor Manuel Cruz Martínez.  
Universidad Tecnológica de la Mixteca.
- Dr. Andrés Blanco Ortega.  
Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET),
- Dr. Ricardo Gustavo Rodríguez Cañizo.  
Instituto Politécnico Nacional, Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica (ESI-ME) Azcapotzalco.



## Dedicatoria

*Dedico este trabajo de tesis a mi familia y amigos que siempre estuvieron a mi lado para apoyarme y motivarme.*



## Agradecimientos

A Dios por darme la oportunidad de alcanzar cada una de las metas fijadas y brindarme todas las satisfacciones y aprendizajes obtenidos.

A mis padres por el gran ejemplo de trabajo y lucha constante, en especial a mi madre por siempre estar ahí; para escucharme, ayudarme y motivarme cada día de mi vida, gracias por el tiempo que pasamos juntos.

A mis hermanos por soportarme a diario y por las largas noches que pasamos platicando y riendo por cada una de nuestras experiencias.

Al Dr. Manuel Arias Montiel y a la Dra. Esther Lugo González, por el apoyo y tiempo brindado en la elaboración de esta tesis, sobre todo por aceptar ser mis directores y soportarme durante el proceso de mi tesis.

A mis sinodales por el tiempo y consejos brindados durante esta tesis.

A mis amigos y compañeros de generación, por estar siempre cuando los necesité, por sus consejos, por las fiestas y momentos de alegría y tristeza que pasamos juntos, somos un gran equipo juntos, gracias a Rafa por los incontables proyectos que compartimos y logramos siempre a tiempo, a David por siempre brindarme su ayuda incondicional y ser mi paciente de prueba, a Karen por siempre recordarnos que no todo era trabajo y a Omar por su ayuda y consejos.

A todos y cada uno de mis profesores por compartir sus conocimientos, en especial al Dr. Felipe de Jesus Trujillo Romero y a la M.I.S Olivia Allende Hernández, por sus consejos y tiempo brindados, ya que me sirvieron como guía de apoyo durante mis estudios de maestría.

Al personal del DIF municipal de Huajuapán de León por la disponibilidad prestada para la elaboración de esta tesis, y en especial al Licenciado en terapia física, Rubén López Ramírez por el tiempo, paciencia, apoyo y conocimientos compartidos en cada una de las visitas realizadas al DIF para observar sus terapias y obtener la información requerida.

Al personal del taller de manufactura avanzada de la Universidad Tecnológica de la Mixteca, por el apoyo brindado en la construcción del prototipo físico y por ayudarme a corregir cada uno de mis errores durante su elaboración.

A todos mis amigos y familiares por los consejos brindados y por que siempre estuvieron para escucharme, y a los cuales siempre tuve que posponer salidas.

Y a CONACYT por el apoyo económico brindado durante mis estudios de nivel maestría.



# Índice

<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
1.1. Antecedentes . . . . .	2
1.1.1. Exoesqueletos de miembro superior . . . . .	6
1.2. Planteamiento del problema . . . . .	18
1.3. Justificación . . . . .	20
1.4. Hipótesis . . . . .	20
1.5. Objetivos . . . . .	21
1.5.1. Objetivo general . . . . .	21
1.5.2. Objetivos específicos . . . . .	21
1.6. Estructura de la tesis . . . . .	22
<b>2. Marco teórico</b>	<b>23</b>
2.1. Robots usables ( <i>Wearable robots</i> ) . . . . .	23
2.1.1. Interacción humano-robot . . . . .	24
2.1.2. Exoesqueletos . . . . .	25
2.2. Mecánica del robot . . . . .	27
2.2.1. Análisis cinemático . . . . .	27
2.2.2. Análisis dinámico . . . . .	29
2.3. Biomecánica . . . . .	32
2.3.1. Cinemática de la extremidad superior . . . . .	34
2.3.2. Articulación del hombro (fisiología) . . . . .	34
2.3.3. Modelo Denavit-Hartenberg del miembro superior . . . . .	41
2.3.4. Redundancia cinemática en los exoesqueletos . . . . .	43
2.4. Control de la interacción humano-robot . . . . .	44
2.5. Terapia física y robótica de rehabilitación . . . . .	49
2.5.1. Fisioterapia o terapia física . . . . .	49
2.5.2. Rehabilitación . . . . .	49
2.5.3. Robótica de rehabilitación . . . . .	50
2.6. Conceptos de ergonomía . . . . .	50
2.6.1. Tipos de dimensiones en antropometría . . . . .	51
2.6.2. Espacio de trabajo . . . . .	51
2.6.3. Dimensiones antropométricas de la población mexicana . . . . .	52
2.6.4. Seguridad y confiabilidad en sistemas robóticos . . . . .	55
2.7. Teorías de fallas . . . . .	56
2.8. Software empleado . . . . .	58
<b>3. Diseño del exoesqueleto</b>	<b>63</b>
3.1. Introducción . . . . .	63
3.2. Descripción de la metodología de diseño mecatrónico de robots . . . . .	64

3.2.1.	Modelado . . . . .	64
3.2.2.	Simulación . . . . .	65
3.2.3.	Integración tecnológica . . . . .	66
3.3.	Implementación de la metodología de diseño . . . . .	67
3.3.1.	Reconocimiento de la necesidad . . . . .	67
3.3.2.	Diseño conceptual y especificaciones funcionales . . . . .	68
3.3.3.	Modelo matemático . . . . .	74
3.3.4.	Modelo y diseño estructural con sistemas CAD y CAE . . . . .	81
3.3.5.	Selección de motores . . . . .	87
3.3.6.	Simulación . . . . .	92
3.4.	Análisis de resultados . . . . .	99
<b>4.</b>	<b>Manufactura y ensamble</b>	<b>101</b>
4.1.	Materiales en manufactura . . . . .	102
4.2.	Procesos de manufactura . . . . .	103
4.3.	Impresión 3D . . . . .	103
4.4.	Maquinaria y procesos de manufactura . . . . .	104
<b>5.</b>	<b>Modelo dinámico y control</b>	<b>117</b>
5.1.	Modelado dinámico del exoesqueleto como péndulo simple para el movimiento de flexión-extensión . . . . .	117
5.2.	Determinación de la salida plana del sistema . . . . .	120
5.3.	Controlador por planitud diferencial . . . . .	121
5.4.	Co-simulación del sistema usando Matlab <sup>®</sup> y ADAMS <sup>TM</sup> . . . . .	123
5.4.1.	Análisis de resultados . . . . .	128
<b>6.</b>	<b>Conclusiones y trabajos futuros</b>	<b>131</b>
6.1.	Trabajos futuros . . . . .	133
<b>7.</b>	<b>Anexos</b>	<b>135</b>
7.1.	Anexo A: Dibujos técnicos . . . . .	135
7.2.	Anexo B: Servomotores propuestos . . . . .	147
7.3.	Anexo C: Columna telescópica . . . . .	148
7.4.	Anexo D: Tornillos . . . . .	149
7.5.	Anexo E: Rodamientos . . . . .	150
7.6.	Anexo F: Parámetros de operación para cada proceso de manufactura . . . . .	151
7.7.	Anexo G: Publicaciones derivadas . . . . .	154
7.7.1.	XXXIX Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica (CNIB2016). . . . .	154
7.7.2.	Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica (RMIB). . . . .	160
	<b>Referencias</b>	<b>174</b>

## Índice de figuras

1.	NeReBot de 3 GDL. . . . .	7
2.	Dispositivo de rehabilitación motora. . . . .	7
3.	Exoesqueleto en posición anatómica, con todos los ángulos de las juntas a un valor de 0 grados. . . . .	8
4.	Robot de 8+2 GDL para control de apertura y cierre de la mano. . . . .	8
5.	Usuario llevando CAREX. . . . .	9
6.	Dispositivo robótico neumático en institución clínica. . . . .	9
7.	Dispositivo en posición inicial (a) y completamente extendido (b). . . . .	10
8.	Myopro <sup>®</sup> . . . . .	10
9.	Forcetek XIO Virtual Gaming System. . . . .	11
10.	Aupa . . . . .	11
11.	Power Loader . . . . .	12
12.	JACE S600 . . . . .	12
13.	JACE S603 . . . . .	13
14.	Armeo Spring y Manolo spring Hand Module. . . . .	13
15.	Armeo Spring Pediatric. . . . .	14
16.	Armeo Boom. . . . .	14
17.	Armeo Power. . . . .	15
18.	Sistema MEDARM consiste en un exoesqueleto robótico de 6 GDL montado sobre una estructura de soporte. . . . .	15
19.	Robot ARMin III con una persona sana. . . . .	16
20.	Prototipo del robot de rehabilitación de 9 GDL, 6 de ellos para el mecanismo del hombro. . . . .	16
21.	Prototipo del robot de rehabilitación de 10 GDL, 6 de ellos para el mecanismo del hombro. . . . .	17
22.	(a)Prototipo del dispositivo ortésico, (b)usuario con el dispositivo ortésico. . . . .	17
23.	Ensamble del prototipo realizado mostrando los grados de libertad activos y pasivos (GA= grado de libertad activo y GP= grado de libertad pasivo). . . . .	18
24.	Parámetros D-H para un eslabón giratorio. . . . .	29
25.	Sistema mecánico equivalente de un exoesqueleto unido al brazo, aproximado por enlaces rígidos unidos por articulaciones. . . . .	31
26.	La posición anatómica, los planos y los término de localización y orientación. . . . .	34
27.	Vista anterior de la extremidad superior. . . . .	35
28.	Grados de libertad del hombro. . . . .	36
29.	Movimientos de flexoextensión realizados en el plano sagital. . . . .	36
30.	Movimientos de abducción y aducción realizados en el plano frontal. . . . .	37
31.	Movimientos de flexión y extensión realizados en el plano horizontal. . . . .	37
32.	Movimientos de flexoextensión. . . . .	38
33.	Movimientos de flexoextensión. . . . .	38

34.	Movimientos del hombro en diferentes planos. . . . .	39
35.	Movimientos de rotación voluntaria. . . . .	40
36.	Notación D-H para el miembro superior. . . . .	42
37.	Representación esquemática de los conceptos de control anticipativo y por retroalimentación. . . . .	45
38.	Estrategias fundamentales de control en la interacción Humano-Robot. . . . .	45
39.	Lazo de interacción dinámica Humano-Robot. . . . .	46
40.	Esquema de control de impedancia para un robot usable para rehabilitación. . . . .	47
41.	Dimensiones antropométricas del ser humano . . . . .	53
42.	Etapas en la realización de un análisis. . . . .	61
43.	Metodología de diseño mecatrónico de robots industriales. . . . .	64
44.	Metodología de diseño mecatrónico de robots en detalle. . . . .	66
45.	Base móvil del dispositivo. . . . .	72
46.	Columna telescópica. . . . .	73
47.	Estructura de eslabones articulados para el ajuste de la longitud del brazo. . . . .	73
48.	Estructura mecánica de configuración serial para los movimientos del hombro. . . . .	74
49.	Estructura básica del prototipo. . . . .	75
50.	Prototipo virtual del exoesqueleto en SolidWorks® con paciente sentado: eje transversal (color rosa), eje anteroposterior (color blanco), eje vertical (color negro), (1) motor de rotación int-ext, (2) motor de abd-add y (3) motor de flex-ext. . . . .	81
51.	Prototipo virtual del exoesqueleto en SolidWorks® con paciente de pie: eje transversal (color rosa), eje anteroposterior (color blanco), eje vertical (color negro), (1) motor de rotación int-ext, (2) motor de abd-add y (3) motor de flex-ext. . . . .	82
52.	Esfuerzos de Von Mises en la estructura: el color rojo indica el esfuerzo máximo y el azul indica el esfuerzo mínimo. . . . .	85
53.	Deformación total sufrida por la estructura: el color rojo indica la deformación máxima y el azul indica la deformación mínima. . . . .	86
54.	Deformación unitaria en la estructura: el color rojo indica la deformación máxima y el azul indica la deformación mínima. . . . .	87
55.	Diagrama de cuerpo libre del sistema antebrazo. . . . .	88
56.	Diagrama de cuerpo libre del sistema miembro superior. . . . .	89
57.	Diagrama de cuerpo libre para el movimiento abducción-aducción del hombro. . . . .	90
58.	Diagrama de cuerpo libre para el movimiento rotación interna-externa del hombro. . . . .	91
59.	Espacio de trabajo del exoesqueleto en Matlab®: Flexión-extensión. . . . .	92
60.	Espacio de trabajo del exoesqueleto en Matlab®: Abducción-aducción. . . . .	93
61.	Espacio de trabajo del exoesqueleto en Matlab®: Rotación interna-externa. . . . .	94
62.	Espacio de trabajo del exoesqueleto en Matlab®: flexión-extensión del brazo (azul), abducción-aducción del brazo (verde) y rotación interna-externa del brazo (magenta). . . . .	95
63.	Movimiento terapéutico en ADAMS <sup>TM</sup> : 90° flexión. . . . .	96

64.	Movimiento terapéutico en ADAMS <sup>TM</sup> : 140° flexión. . . . .	97
65.	Movimiento terapéutico en ADAMS <sup>TM</sup> : 90° abducción. . . . .	97
66.	Movimiento terapéutico en ADAMS <sup>TM</sup> : 60° abducción. . . . .	98
67.	Movimiento terapéutico en ADAMS <sup>TM</sup> : rotación interna a 30° abducción. . . . .	99
68.	Movimiento terapéutico en ADAMS <sup>TM</sup> : 40° rotación externa. . . . .	99
69.	Clasificación de procesos de manufactura. . . . .	104
70.	Vista explosionada del prototipo. . . . .	105
71.	Diagrama de procedimiento de manufactura para la obtención del prototipo final. . . . .	106
72.	Elementos de Fijación. . . . .	107
73.	Procedimientos para la obtención de las geometrías deseadas para las piezas. . . . .	109
74.	Ensamble de piezas de acero. . . . .	112
75.	Piezas de aluminio con rodamientos. . . . .	112
76.	Piezas individuales de PLA y su ensamble. . . . .	113
77.	Vistas del ensamble de las piezas de acero y aluminio. . . . .	113
78.	Ensamble final de la estructura mecánica del exoesqueleto en posición inicial. . . . .	114
79.	Secuencia de terapia de rehabilitación: movimiento de flexión. . . . .	114
80.	Secuencia de terapia de rehabilitación: movimiento de abducción. . . . .	115
81.	Secuencia de terapia de rehabilitación: movimiento de rotación externa. . . . .	115
82.	Representación del plano sagital del exoesqueleto de 1 GDL. . . . .	118
83.	Esquema de co-simulación del prototipo virtual. . . . .	123
84.	Diagrama a bloques implementado para la ley de control (Matlab-Simulink®). . . . .	124
85.	Gráfica de posición angular de la articulación del hombro: movimiento de flexión a 90° en 3 seg. . . . .	125
86.	Gráfica del error de seguimiento para el movimiento de flexión a 90° en 3 seg. . . . .	126
87.	Gráfica del par torsional para el movimiento de flexión a 90° en 3 seg. . . . .	126
88.	Gráfica de posición angular de la articulación del hombro: movimiento de flexión a 140° en 5 seg. . . . .	127
89.	Gráfica del error de seguimiento para el movimiento de flexión a 140° en 5 seg. . . . .	128
90.	Gráfica del par torsional para el movimiento de flexión a 140° en 5 seg. . . . .	128
91.	Servomotores Harmonic de la Serie FHA-Mini. . . . .	147
92.	Columna telescópica. . . . .	148
93.	Tornillos métricos. . . . .	149
94.	Rodamiento. . . . .	150



## Índice de Tablas

1.	Patologías en el hombro. . . . .	4
2.	Robots de rehabilitación disponibles en el mercado. . . . .	19
3.	Peso segmentario/relaciones de peso corporal de varios estudios [53]. . . . .	31
4.	Centros de masa: relación de longitud del segmento [53]. . . . .	32
5.	Máximos pares que puede ejercer el miembro superior para cada uno de sus principales movimientos [76]. . . . .	32
6.	Parámetros D-H del miembro superior. Tabla tomada de [82]. . . . .	42
7.	Resumen: Medidas antropométricas de la población mexicana del sexo femenino. . . . .	53
8.	Resumen: Medidas antropométricas de la población mexicana del sexo masculino. . . . .	54
9.	Resumen: Medidas antropométricas de la población mexicana ambos sexos. . . . .	55
10.	Tipos de predicción de fallas. Tabla tomada de [73]. . . . .	57
11.	Requerimientos del cliente y su importancia relativa. . . . .	68
12.	Comparativa de la competencia basada en métricas. . . . .	69
13.	Parámetros dimensionales. . . . .	70
14.	Parámetros funcionales. . . . .	70
15.	Tabla de combinación de conceptos. . . . .	71
16.	Parámetros D-H del exoesqueleto desarrollado. . . . .	75
17.	Resultados del diseño final variando materiales. . . . .	84
18.	Pares máximos de torsión del exoesqueleto diseñado. . . . .	91
19.	Grupos de metales. . . . .	102
20.	Materias primas, herramientas, elementos mecánicos e insumos a utilizar. . . . .	107
21.	Características de la impresora 3D: Mbot Grid II. . . . .	109
22.	Peso de las piezas finales. . . . .	111
23.	Parámetros de operación para cada proceso de manufactura. . . . .	151



# Capítulo

## 1. Introducción

---

El hombre desde la antigüedad ha desarrollado máquinas con la finalidad de que le ayuden a realizar tareas cotidianas para brindarle comodidad. Así también, ha deseado construirlas semejantes a la forma humana y que realicen tareas difíciles, peligrosas y repetitivas para el ser humano. De conseguirse estas máquinas ofrecerían ventajas como: jornadas de trabajo no interrumpidas por cansancio o enfermedad, reprogramación de tareas, entre otras.

Siguiendo este enfoque, se pueden construir artefactos para ser implementados en personas que presenten alguna discapacidad, para sustituir y/o complementar sus funciones básicas, por ejemplo, prótesis cuando existe pérdida total o parcial de las extremidades superiores e inferiores, o bien dispositivos que puedan aplicarse en la rehabilitación de dedos, manos, brazo, cadera, pierna, rodilla y tobillo, ayudando a los fisioterapeutas a eficientar su trabajo.

En los últimos tiempos ha emergido la robótica médica y la robótica de rehabilitación, esta última con el objetivo de aplicar las tecnologías en robótica (ingeniería mecánica, ingeniería eléctrica, inteligencia artificial, tecnología de sensores y actuadores, control, etc.) para la rehabilitación y asistencia de personas con discapacidad [85].

El campo de la robótica de rehabilitación se divide generalmente en las categorías de robots de terapia y robots de asistencia, también se incluyen aspectos de desarrollo de miembros artificiales (prótesis), estimulación neurofuncional y tecnologías para el diagnóstico y monitoreo de personas durante las actividades diarias, sus principales campos son: la manipulación, la movilidad y la cognición. La robótica de rehabilitación está enfocada en reestablecer la

independencia de las personas con discapacidad al momento de realizar actividades de la vida cotidiana tales como: comer, vestir, voltear páginas, lavado de la cara ó aplicación de cosméticos [57].

Actualmente, se han desarrollado sistemas robóticos capaces de asistir a una persona con limitación funcional, esto debido al aumento del número de personas que padecen discapacidad motora y debilidad muscular principalmente asociada al envejecimiento de la persona o a alguna enfermedad o accidente, tal como se muestra en los resultados dados a conocer por el INEGI en el censo 2010, donde para el caso de México, el 5.1 % de la población presenta alguna discapacidad, de esta población el 58.3 % de la población presenta discapacidad para caminar o moverse, siendo las principales causas; enfermedad (39.4 %), edad avanzada (23.1 %), nacimiento (16.3 %) y accidente (14.9 %) [44]. De acuerdo con el reporte del Banco Mundial sobre discapacidad presentado en 2015 [8], alrededor del 15 % de la población mundial (cerca de 1000 millones de personas) experimenta alguna forma de discapacidad, siendo los países en desarrollo los más afectados por esta problemática. Con el aumento de esta población se ha incrementado el desarrollo de dispositivos que ayudan al tratamiento de rehabilitación de las personas, mejorando así su calidad de vida.

Para ayudar a las personas con discapacidad, se implementan terapias de rehabilitación establecidas y llevadas a cabo por el especialista a cargo, las cuales dependen del grado de discapacidad del paciente así como de la parte del cuerpo dañada. Algunos parámetros fundamentales considerados en las terapias son: tiempo de terapia, movimientos permitidos para el miembro o parte a rehabilitar y/o los rangos de movimiento (establecidos de acuerdo a un miembro normal). Sin embargo, se presentan algunos problemas en la rehabilitación y están presentes tanto para el paciente como para el terapeuta. Para el paciente las terapias son costosas y el tiempo de recuperación es largo. El especialista presenta problemas de eficiencia ya que al realizar terapias repetitivas y diferentes durante un periodo de tiempo prolongado no se realizan de manera óptima a cada paciente (debido al desgaste físico), además no cuenta con medidas fiables del deterioro del miembro a rehabilitar, ni tampoco con medidas para evaluar el progreso de la rehabilitación implementada [109].

Para reducir estos problemas, se han desarrollado dispositivos que ayudan a complementar las funciones humanas, como rehabilitadores, entrenadores de marcha, exoesqueletos, prótesis, el empleo de cada uno depende de la función que se requiera cumplir en el paciente. Estos dispositivos basados en tecnología tienen como principal objetivo lograr la reintegración de las personas con alguna discapacidad motriz a sus actividades cotidianas, ya sea a través de asistencia o reeducación de las extremidades afectadas [82].

## 1.1. Antecedentes

### Lesiones en el hombro

De acuerdo con el Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) [89], las lesiones en el hombro son:

- ✓ Lesiones periarticulares (más frecuentes).
  - Tendinitis del manguito de los rotadores: supraespinoso, infraespinoso, y redondo menor (70 % de las causas que representan el dolor del hombro). Puede estar relacionada con sobrecarga del hombro (trabajadores con edad entre 40-50 años), inestabilidad articular (<35 años de edad) o degeneración del manguito con la edad (>55 años de edad).
  - Tendinitis calcificante.
  - Rotura del tendón del manguito de los rotadores.
  - Tendinitis bicipital.
  - Rotura del tendón largo del bíceps.
  - Artritis acromioclavicular.
  - Bursitis subacromiodeltoidea.
- ✓ Lesiones articulares (frecuencia 3 %).
  - Hombro congelado, son factores de riesgo: sexo femenino, edad avanzada, traumatismo, cirugía, diabetes, problemas cardiorrespiratorios y cerebrovasculares, enfermedad tiroidea y hemiplejía.
  - Artritis inflamatoria: artritis reumatoide, espondiloartropatías, polimialgia reumática, conectivopatías.
  - Artritis séptica.
  - Artritis microcristalina: gota, condrocalcinosis, hombro de Milwaukee.
  - Hemartrosis.
  - Artrosis.
  - Luxación, subluxación.
  - Artropatía amiloide.
- ✓ Patología ósea.
  - Enfermedad de Paget.
  - Neoplasias.
  - Osteomielitis.
  - Traumatismos.
  - Necrosis ósea a vascular.

- ✓ Causas extrínsecas.

En la Tabla 1 se muestran las probables patologías del hombro de acuerdo al género, edad, ocupación y actividad recreativa de las personas.

Tabla 1: Patologías en el hombro. Tabla tomada de [89].

Interrogatorio	Probable patología
Genero	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Mujeres: hombro congelado, artritis reumatoide.</li> <li>✓ Hombres: traumatismos.</li> </ul>
Edad	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Menor de 40 años: inestabilidad, tendinopatía del manguito de los rotadores, traumatismos, lesiones de la glenoide y rodete glenoideo.</li> <li>✓ Mayores de 40 años: rupturas tendinosas, capsulitis adhesiva, osteoartritis glenohumeral y acromioclavicular, tendinitis calcificante, bursitis subacromiodeltoidea, hombro congelado.</li> </ul>
Ocupación	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Fuerzas relacionadas con manipulación de cargas, movimientos forzados, cargas estáticas de miembros superiores, exposición de vibración al miembro superior: lesión tendinosa y bursitis.</li> </ul>
Actividad recreativa	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Tenista, halterofilia, nadadores: tendinitis bicipital, alteración de la articulación acromioclavicular.</li> <li>✓ Béisbol, tenis y softball: inestabilidad ligamentaria y articular.</li> <li>✓ Football, hockey, rapel, alpinismo y esquiadores: traumáticos.</li> </ul>

La mayoría de los problemas de hombro caen en cuatro categorías principales:

- ✓ Inflamación del tendón (bursitis o tendinitis) o desgarro del tendón.
- ✓ Inestabilidad.
- ✓ Osteoartritis.
- ✓ Fractura (hueso roto).

Para el tratamiento se recomienda el manejo fisioterapéutico para controlar el dolor del hombro, el cual deberá ser supervisado al inicio por el fisioterapeuta, posteriormente podrá

realizarse en casa.

Los principales lesiones para las que se recomienda la rehabilitación son:

- ✓ Tendinitis del manguito de los rotadores.
- ✓ Tendinitis de la porción larga del bíceps.
- ✓ Rupturas parciales tendinosas en edad avanzada (55 años o más) no quirúrgicas.
- ✓ Hombro doloroso por afección reumática en estadios tempranos.
- ✓ Lesión de manguito rotador estadio I y II menor a 3 meses.
- ✓ Luxaciones reducidas.
- ✓ Pacientes post operados en promedio de 6 meses.

### Exoesqueletos

El uso de exoesqueletos proporciona una mejor orientación en la postura de las extremidades superiores, especialmente durante los movimientos con grandes rangos, una característica muy importante es asegurar que los ejes de rotación técnicos coincidan con los ejes de rotación humanos para que sean seguros y cómodos, lo cual trae dificultades en el diseño de la estructura adaptable a diferentes tamaños del cuerpo [15, 74].

Desde una perspectiva de robótica, los exoesqueletos son sistemas mecatrónicos usados por una persona de tal manera que la interfaz física conduce a una transferencia directa de energía mecánica y al intercambio de información. Un robot usable (*wearable robot*) está diseñado para coincidir con la forma y la función del cuerpo humano. Los segmentos y articulaciones corresponden en cierta medida a las del cuerpo humano, mientras que el sistema está acoplado externamente a la persona [82, 85]. El diseño del robot depende estrictamente de la aplicación en particular: amplificación de potencia, dispositivos de un sistema teleoperador maestro-esclavo, dispositivos hápticos o rehabilitación.

Los exoesqueletos son sistemas robóticos que se acoplan al cuerpo humano para cumplir funciones específicas y forman parte de un grupo denominado *Wearable Robots* (robots usables) [82, 105]. Estas funciones los catalogan en los siguientes subgrupos: robots protésicos, que son sistemas cuyo papel es reemplazar las tareas de un miembro perdido; robots ortóticos, cuya labor es la de rehabilitar un miembro que se encuentra atrofiado, sea por un accidente o por una deficiencia patológica, y finalmente, los robots extensores cuya misión es la de aumentar las habilidades del miembro al que está unido, estas habilidades están relacionadas con la fuerza. Algunos investigadores dividen el estudio de exoesqueletos en dos partes: superiores (sistemas unidos a los brazos), e inferiores (sistemas que están unidos a las piernas) [34, 61, 83, 99, 100, 105]. En el área de exoesqueletos activos, los pioneros son proyectos de Japón, Estados Unidos, Canadá, y algunos países europeos como Suiza, Italia, Francia y Alemania.

A continuación se describen las aplicaciones más comunes de los exoesqueletos y se citan algunos de los trabajos destinados a la rehabilitación de diferentes partes del cuerpo:

- ✓ **Amplificadores de potencia: asistencia y compensación funcional.** La persona suministra las señales de control al exoesqueleto, mientras el dispositivo proporciona gran parte de la potencia necesaria para llevar a cabo la tarea. En este caso el exoesqueleto se comporta como un dispositivo ortopédico, que asiste o aumenta el movimiento de una persona, [71].
- ✓ **Dispositivos para retroalimentación háptica y de fuerzas.** La teleoperación comprende el conjunto de tecnologías que permiten a un operador la realización de tareas a distancia (tareas riesgosas o inaccesibles). El exoesqueleto es utilizado como dispositivo maestro en un sistema de teleoperación, configurado de modo bilateral, permite al operador unido al exoesqueleto (maestro) controlar un brazo robótico (esclavo). Las fuerzas sobre el brazo robótico por el entorno son reflejadas al maestro y aplicadas por la estructura y actuadores del exoesqueleto al brazo del operador. Como un dispositivo háptico está destinado a simular la interacción humana con objetos de realidad virtual (proporcionan realimentación de fuerza o tacto al usuario). Ejemplos de estos dispositivos se presentan en [4, 12, 25, 52, 96, 101].
- ✓ **Rehabilitación y entrenamiento motor.** La rehabilitación se implementa a través de terapias, cuyo objetivo es recuperar la función motora, mejorar los movimientos de coordinación, aprender nuevas técnicas de movimiento y prevenir complicaciones secundarias. Las técnicas usadas son principalmente de naturaleza mecánica y hay dos modos principales: activa (el paciente inicia el movimiento, pero no es capaz de terminar el movimiento o lo realiza en forma errónea, el terapeuta lo ayudará y moverá el brazo en la dirección correcta) y pasiva (el terapeuta mueve el brazo siguiendo movimientos específicos, sin intervención motora del paciente). Algunos trabajos que han reportado el uso de exoesqueletos en rehabilitación son: realidad virtual y rehabilitación del accidente cerebrovascular [47] (usa el Cyber-glove y el Rutgers Master II-N), exoesqueleto de mano [88], exoesqueleto de mano para la rehabilitación posterior al accidente cerebrovascular [17], para dedos y manos [46, 60, 66, 97, 102, 106], para la muñeca: [107], [6, 41, 50, 80]. Miembros inferiores (piernas): órtesis mimética [34, 61], exoesqueleto de marcha [3, 58, 104] y para tobillo [10, 11, 59, 84].

La aplicación para la que está enfocado el exoesqueleto a desarrollar es la rehabilitación física de personas con problemas de movilidad del hombro, a través de movimientos y ejercicios terapéuticos.

### 1.1.1. Exoesqueletos de miembro superior

En años recientes, los exoesqueletos se han empleado como dispositivos orientados a la rehabilitación física, en [32, 56, 63, 91] se presentan amplias revisiones del estado del arte de exoesqueletos enfocados en la rehabilitación del miembro superior, algunos trabajos con la misma aplicación se destacan a continuación.

En el Laboratorio de Robótica del Departamento de Innovación en Mecánica y Gestión de la Universidad de Padua, Italia, se desarrolló un robot basado en cables (hilos) de 3 grados de libertad (GDL) (Figura 1), diseñado para el tratamiento de pacientes que sufrieron un accidente cerebrovascular y padecen del miembro paralizado durante la fase aguda, a este robot se le conoce como NeReBot [87].

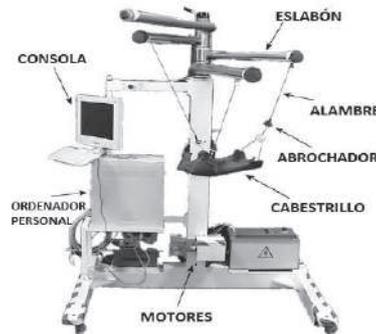


Figura 1: NeReBot de 3 GDL. Imagen tomada de [87].

En [35] se desarrolla un dispositivo para rehabilitación en forma de exoesqueleto que se sujeta al brazo del paciente; posee tres grados de libertad que le permite realizar movimientos combinados (ver Figura 2). El dispositivo es controlado por medio de una interfaz, la cual envía las órdenes de movimiento al exoesqueleto a partir del computador, y el terapeuta programa las terapias que debe de realizar el paciente modificando las trayectorias a seguir por el exoesqueleto, el esquema de control se basa en lógica difusa.



Figura 2: Dispositivo de rehabilitación motora. Imagen tomada de [35].

Veslin et al. [105] presentan un estudio cinemático del exoesqueleto de partes superiores basado en la morfología de un brazo humano. Para este análisis se consideró un modelo de 7 GDL que describe los movimientos y las restricciones de cada una de las articulaciones del brazo (hombro, codo y muñeca) y con él se define el alcance real que tiene la muñeca a través del espacio de trabajo del sistema, el dispositivo se muestra en la Figura 3.

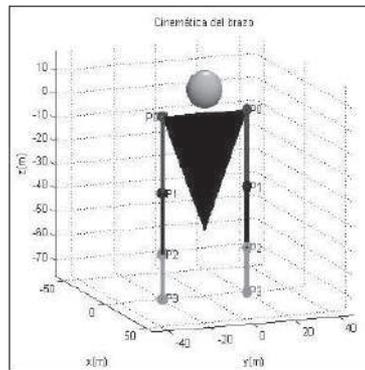


Figura 3: Exoesqueleto en posición anatómica, con todos los ángulos de las juntas a un valor de 0 grados. Imagen tomada de [105].

Con la idea de verificar posibles singularidades para tomarlas en cuenta en el diseño a realizar, Tibaduiza et al. [98] realizaron la simulación cinemática de un exoesqueleto de brazo en diferentes plataformas paralelas.

En [83] se desarrolla un exoesqueleto completo del brazo con 10 grados de libertad, cuyo mecanismo de accionamiento para el paciente es a través de un sólo motor que unido al robot de rehabilitación de todo el brazo, genera las funciones de cierre y apertura de la mano y dedos (Figura 4).

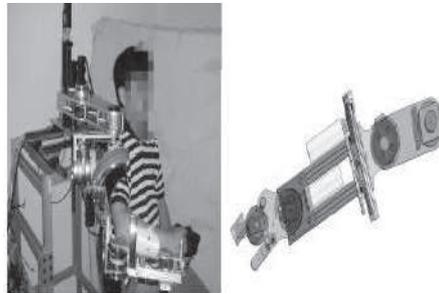


Figura 4: Robot de 8+2 GDL para control de apertura y cierre de la mano. Imagen tomada de [83].

Torres Ruiz et al. [99] presentaron un prototipo para rehabilitar la extremidad superior, aplicando estímulos de corriente y usando la Estimulación Eléctrica Funcional (Functional electrical stimulation, FES por sus siglas en inglés), para producir la contracción del músculo bíceps en pacientes que no poseen control neuromuscular debido a una lesión medular en los niveles C5-C7. La estimulación FES en este músculo produce una contracción capaz de desplazar los segmentos óseos y producir la flexión del brazo, utilizando electrodos superficiales de goma conductora que son acoplados al exoesqueleto. Con este dispositivo es posible proveer estabilidad, fuerza y movimiento al brazo.

Mao et al. [64, 65] desarrollan un exoesqueleto con control de fuerza en el actuador final. El dispositivo tiene 5 GDL y es accionado mediante cables. Las principales ventajas de esta

configuración son: la ligereza de sus componentes en comparación con otros dispositivos desarrollados para el mismo fin y el autoalineamiento con los ejes de rotación de las articulaciones humanas. Sin embargo, dada su naturaleza cinemática cerrada, el diseño y análisis cinemático, la obtención del modelo dinámico y el desarrollo de algoritmos de control de movimiento resultan sumamente complejos ya que se utilizan múltiples etapas de mecanismos paralelos (Figura 5).



Figura 5: Usuario llevando CAREX. Imagen tomada de [65].

En la Universidad Miguel Hernández en España se desarrolló un robot de rehabilitación neumático para terapias de facilitación neuromuscular propioceptiva (Figura 6). Está compuesto de dos brazos robóticos cada uno de 3 GDL activos, uno para controlar la mano y el otro para controlar los movimientos del codo. Con esta configuración se intenta reproducir la forma en la que los fisioterapeutas realizan los movimientos de terapia neuromuscular. El dispositivo está diseñado para que la terapia se realice con el paciente acostado y presenta dificultades en el desarrollo de algoritmos de control de movimiento debido a la naturaleza neumática de sus actuadores [72].



Figura 6: Dispositivo robótico neumático en institución clínica. Imagen tomada de [72].

Ganesan et al. [27] proponen un exoesqueleto para la rehabilitación del miembro superior con retroalimentación de sensores electromiográficos (EMG) y de una unidad de medición inercial (IMU, por sus siglas en inglés). El dispositivo cuenta con sólo 1 GDL (flexión/extensión del codo) y es controlado por el movimiento del brazo sano del paciente o del fisioterapeuta

(Figura 7).

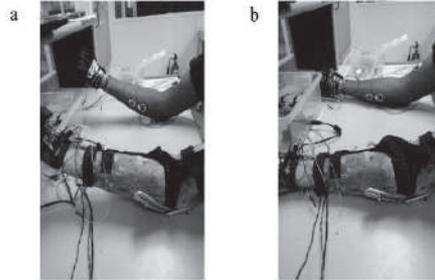


Figura 7: Dispositivo en posición inicial (a) y completamente extendido (b) [27].

Por otro lado, a nivel comercial se pueden encontrar exoesqueletos con diferentes aplicaciones, algunos de los cuales se describen a continuación:

- ✓ **MyoPro<sup>®</sup>** Desarrollado por la empresa Myomo<sup>®</sup>, es una órtesis mioeléctrica de brazo diseñada para soportar un brazo débil o deforme, puede permitir a las personas autoiniciar, iniciar y controlar los movimientos del brazo parcialmente paralizado o debilitado usando sus propias señales musculares. Cuando el usuario intenta doblar su brazo, los sensores en el aparato ortopédico detectan la señal muscular débil, lo que activa el motor para mover el brazo en la dirección deseada. El usuario controla completamente su brazo; la abrazadera amplifica su señal muscular débil para ayudar a doblar y mover su brazo. Con la órtesis, una persona paralizada, como alguien que ha sufrido una lesión del plexo braquial, accidente cerebrovascular u otro trastorno neuromuscular puede realizar actividades de la vida diaria incluyendo la alimentación, el alcance y el levantamiento [43] (Figura 8).

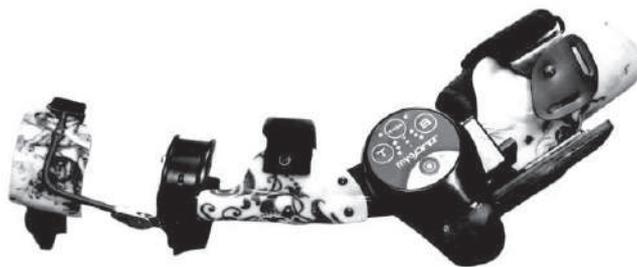


Figura 8: Myopro<sup>®</sup>. Imagen tomada de [43].

- ✓ **Forcetek XIO Virtual Gaming System** Desarrollada por la empresa FORCETEK<sup>®</sup>, Forcetek XIO Virtual Gaming System es una órtesis con tensores tipo Turnbukcle. Se trata de un mando para videojuegos que opone resistencia a los movimientos de los brazos para dar mayor realismo durante el juego, está basado en tecnología utilizada e ideada previamente para rehabilitación [20] (Figura 9).



Figura 9: Forcetek XIO Virtual Gaming System. Imagen tomada de [20].

- ✓ **Aupa** Este proyecto ha tenido un presupuesto cercano a los 290.000 euros y se ha desarrollado a lo largo de dos años. Esta máquina se diseñó para rehabilitación de extremidades superiores para pacientes con daño cerebral sobrevenido. Combina un robot con dos brazos que asiste o realiza los movimientos del miembro superior del paciente, a la vez que este ve un entorno de realidad virtual que funciona a modo de retroalimentación biológica para motivarle en los ejercicios necesarios para su recuperación. Aupa funciona con el paciente acostado y no sentado [19] (Figura 10).

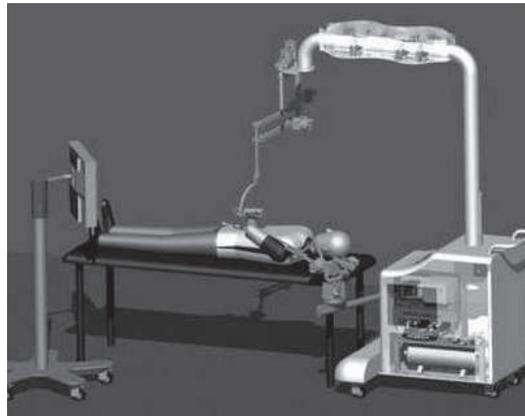


Figura 10: Aupa. Imagen tomada de [19].

- ✓ **Power Loader** Desarrollado por la empresa japonesa subsidiaria de Panasonic Active-link, para potenciales aplicaciones industriales [21]. Su desarrollo tuvo un costo de 500 mil yenes (3600 euros) [75] (Figura 11).

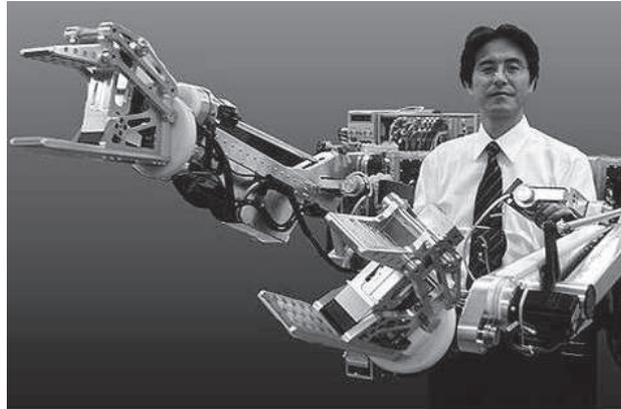


Figura 11: Power Loader. Imagen tomada de [75].

- ✓ **JACE S600** Permite una rehabilitación terapéutica integral y anatómicamente correcta de la articulación del hombro. El paciente puede mover el hombro en todos los planos o combinar dos movimientos de derecha o izquierda, respectivamente. Está equipado con hasta tres motores que están alineados con precisión con el eje de la articulación del hombro. Con el fin de lograr la eficacia terapéutica máxima y los paciente gocen del máximo confort [28] (Figura 12).



Figura 12: JACE S600. Imagen tomada de [28].

- ✓ **JACE S603** Está basado en el modelo JACE S600. Está equipado con dos motores que están alineados con precisión con el eje de la articulación del hombro. Mediante la sincronización de los motores producen movimientos fisiológicamente perfectos en el paciente. Este dispositivo está enfocado a lesiones deportivas [29] (Figura 13).

Los diseños de la empresa suiza Hocoma, con base a la evolución que han tenido desde Armeo<sup>®</sup> Spring hasta Armeo<sup>®</sup> Power son:



Figura 13: JACE S603. Imagen tomada de [29].

- ✓ **Armeo<sup>®</sup> Spring y Manovo<sup>®</sup> Spring Hand Module:** Es un exoesqueleto diseñado y adaptado específicamente para los pacientes que están empezando a recuperar el movimiento activo del brazo y la mano, es ergonómico, permite la terapia de movimiento funcional y por iniciativa propia, trabaja en un espacio 3D motivando al paciente con ejercicios de retroalimentación de rendimiento del entrenamiento del brazo y la mano, además proporciona evaluaciones para un análisis objetivo y documentación del progreso del paciente. Manovo<sup>®</sup> Spring Hand Module fue diseñado para la educación de movimientos de liberación y agarre en pacientes con desórdenes neurológicos [39] (Figura 14).



Armeo Spring



Manovo Spring Hand Module

Figura 14: Armeo Spring y Manolo Spring Hand Module. Imagen tomada de [39].

- ✓ **Armeo® Spring Pediatric** Está diseñado y adaptado específicamente para las necesidades de los niños con alteraciones del movimiento en sus brazos y manos como resultado de enfermedades neurológicas, se basa en la Armeo Spring, la longitud de la órtesis y la cantidad de peso que soporta el brazo se puede ajustar para niños del grupo de edad de 4 a 12 años, incluye ejercicios de retroalimentación de rendimiento del entrenamiento [40] (Figura 15).



Figura 15: Armeo Spring Pediatric. Imagen tomada de [40].

- ✓ **Armeo® Boom** Está expresamente diseñado para clínicas de consulta externa y terapias en casa. En estos entornos, ofrece una solución de terapia óptima para pacientes con insuficiencia o alteraciones de movimiento moderado [38] (Figura 16).



Figura 16: Armeo Boom. Imagen tomada de [38].

- ✓ **Armeo® Power** Es el dispositivo de rehabilitación del brazo más avanzado del mundo, permite la rehabilitación intensiva del brazo para pacientes en etapa temprana, incluso antes de que desarrollen el movimiento activo. Se ha demostrado que su uso conduce a una recuperación más rápida y mejor después de accidentes cerebrovasculares en comparación con la terapia convencional. El Armeo Power con Manovo Power es el primer

exoesqueleto robótico de brazo integral y rehabilitación de la mano. Ofrece una rehabilitación temprana altamente intensiva, incluso para los pacientes gravemente afectados. Se puede realizar la terapia simultánea desde el hombro hasta los dedos [1] (Figura 17).



Figura 17: Armeo Power. Imagen tomada de [1].

### Exoesqueletos para rehabilitación del hombro

MEDARM (exoesqueleto motorizado para la rehabilitación de la función motora), ha sido diseñado con el objetivo principal de controlar de forma independiente los 5 GDL del hombro, con un espacio de trabajo similar al del miembro superior, usa un sistema accionado por cables y se usa en el diagnóstico y terapia del paciente (ver Figura 18) [7].

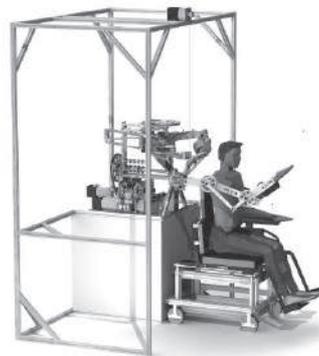


Figura 18: Sistema MEDARM consiste en un exoesqueleto robótico de 6 GDL montado sobre una estructura de soporte. Imagen tomada de [7].

En [74] se presenta la última versión de ARMin (robot para la terapia aplicable al entrenamiento de brazos en las clínicas): ARMin III tiene 6 GDL (3 GDL accionados para el

hombro, 1 GDL para la articulación del codo, 1 GDL para el brazo inferior y 1 GDL para la muñeca), se presenta un modelo simplificado del hombro humano y sobre este modelo se propone un nuevo principio de actuación que proporciona movimiento de la cabeza del húmero, el dispositivo de muestra en la Figura 19.

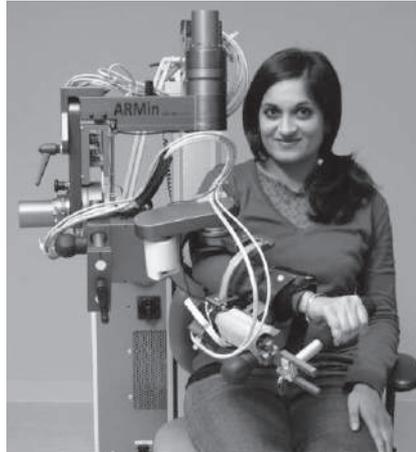


Figura 19: Robot ARMin III con una persona sana. Imagen tomada de [74].

Chen et al. diseñaron dos exoesqueletos ergonómicos para rehabilitación del miembro superior, uno de 9 GDL [15] (Figura 20) y uno de 10 GDL [16] (Figura 21), ambos con mecanismo de actuación del hombro, para el movimiento de este último se usan 6 GDL, y su accionamiento es a través de músculos neumáticos y de cables Bowden de transmisión de fuerzas. El diseño ergonómico de la articulación del hombro hace que los movimientos coincidan con el ritmo del hombro humano.

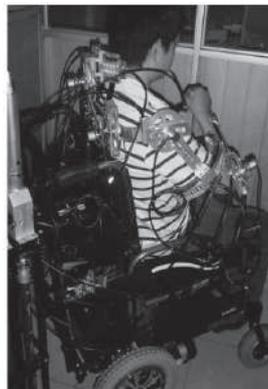


Figura 20: Prototipo del robot de rehabilitación de 9 GDL, 6 de ellos para el mecanismo del hombro. Imagen tomada de [15].



Figura 21: Prototipo del robot de rehabilitación de 10 GDL, 6 de ellos para el mecanismo del hombro. Imagen tomada de [16].

En [26] se describe el diseño y validación experimental de un dispositivo ortésico de rehabilitación del hombro para movimientos de abducción y aducción (Figura 22), el cuál es adaptable, cómodo y portátil y ayuda a realizar la rehabilitación de los pacientes desde su casa. El dispositivo tiene integrado un sistema de accionamiento por cables, un sistema de detección de posicionamiento de la extremidad y un conjunto de actuadores eléctricos, además soporta desajustes que puedan ocurrir durante el accionamiento de la abrazadera o al colocar el sistema.

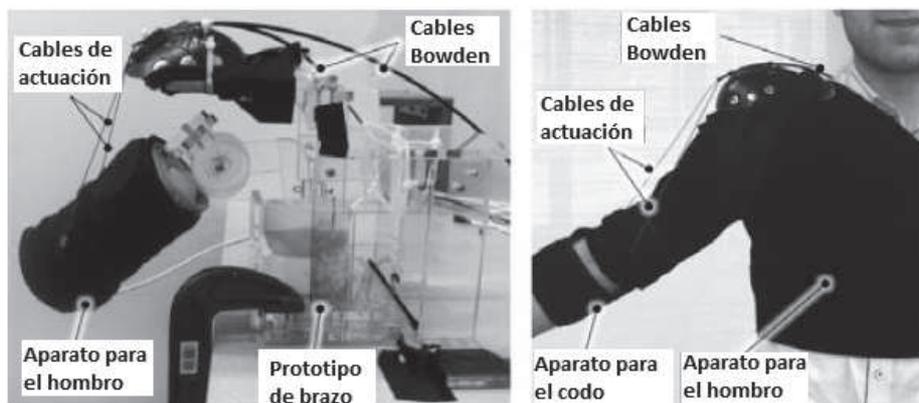


Figura 22: (a) Prototipo del dispositivo ortésico, (b) usuario con el dispositivo ortésico. Imagen tomada de [26].

Ayala-Lozano et al. [5] diseñaron una estructura mecánica de un exoesqueleto de 4 GDL (3 GDL para el hombro y 1 GDL para el codo) para rehabilitación del miembro superior, el cual se ajusta a la antropometría del paciente mexicano (longitud del brazo, extensión del antebrazo, condiciones geométricas de la espalda y altura del paciente). La estructura se muestra

en la Figura 23.



Figura 23: Ensamble del prototipo realizado mostrando los grados de libertad activos y pasivos (GA= grado de libertad activo y GP= grado de libertad pasivo). Imagen tomada de [5].

En [109], se presenta un exoesqueleto para la rehabilitación del miembro superior. El dispositivo cuenta con 5 grados de libertad (GDL), 4 para accionar un mecanismo redundante para proporcionar los tres movimientos del hombro, y el restante para la flexión/extensión del codo. La redundancia en la articulación del hombro permite resolver los problemas de singularidades y ampliar el espacio de trabajo, sin embargo, dificulta el análisis cinemático y dinámico del exoesqueleto. El autor presenta algunos puntos importantes a considerar durante el diseño de dispositivos para la rehabilitación del miembro superior, entre las cuales se encuentran: las interferencias mecánicas entre las partes del propio exoesqueleto o entre usuario y mecanismo, el rango de movimiento de las juntas del exoesqueleto y la alineación de las juntas del mecanismo con los ejes de movimiento de las articulaciones humanas. El dispositivo está diseñado para que el paciente reciba la terapia sentado.

A nivel de diseño mecánico se han propuesto exoesqueletos de configuración serial para rehabilitación del miembro superior completo incluyendo los dedos de la mano [62]. Este tipo de dispositivos se han complementado con interfaces audiovisuales para mejorar la calidad de las terapias en adultos [18] y en niños [49].

Aunque no existe una estrategia o protocolo de tratamiento único para cada lesión, existen rutinas diseñadas por los fisioterapeutas que permiten ser aplicadas a pacientes con diferentes lesiones. La implementación de estas rutinas terapéuticas por exoesqueletos influyen positivamente en la recuperación de los pacientes de acuerdo a lo que se ha reportado en la literatura [85].

## 1.2. Planteamiento del problema

El proceso de rehabilitación se realiza principalmente a través de terapias convencionales fisioterapeuta-paciente. Actualmente, con la inclusión de dispositivos robóticos, se puede incrementar la precisión y calidad en las terapias, reintegrando a los pacientes a sus actividades

cotidianas en un tiempo menor.

Los principales problemas que se presentan al desarrollar un dispositivo para rehabilitación son: determinar las tareas de movimiento que debe realizar el robot y determinar el diseño mecánico apropiado para las tareas de movimiento que realiza el paciente, ya que la prescripción de éstas y la entrada mecánica, restringen el diseño y el control mecánico del dispositivo robótico de terapia. El control es complejo debido a la alta redundancia que presentan las extremidades humanas, sin embargo, la presencia de redundancia en el dispositivo mejora su destreza.

Los dispositivos con los que se cuenta actualmente no están diseñados para la población mexicana, lo cual genera un problema en la alineación de las articulaciones del paciente con el exoesqueleto, además, estos dispositivos no pueden igualar la movilidad de los miembros a rehabilitar, debido a que presentan limitantes en el número de grados de libertad, pequeños rangos de movimiento ó pares limitados de salida, afectando el movimiento natural del miembro a rehabilitar, asimismo, es difícil tanto para instituciones públicas como privadas acceder a los dispositivos comerciales debido a que presentan costos elevados tanto en adquisición como en mantenimiento, en la Tabla 2 se muestran los costos de algunos dispositivos comerciales [37].

Tabla 2: Robots de rehabilitación disponibles en el mercado. Tabla tomada de [37].

Workstation	AfMaster	Ventas	Costo (USD)
		?	50,000
Wheelchair mounted	Manus	>150	35,000
	Raptor	13	12,500
Feeder	Handy 1	>250	6,300
	Winsford	2000	2,499
	Neater	100	3,600
	MySpoon	?	3,200
Therapy	MIT Manus-Planar	20	70,000
	MIT Manus-Wrist	2	65,000

Los dispositivos robóticos ofrecen ventajas significativas tales como: realizar movimientos repetitivos con precisión por largos periodos, los tiempos de rehabilitación se pueden reducir, permiten a los terapeutas centrarse en la planificación del tratamiento y supervisión del progreso, dan la oportunidad de realizar terapias en el hogar y de grupo con un terapeuta y múltiples pacientes [7, 15, 57].

Por lo anterior resulta necesario el desarrollo de tecnología nacional en el área de la robótica de rehabilitación.

En este proyecto se llevará a cabo el diseño mecánico, la simulación y la fabricación de la estructura de un exoesqueleto bioinspirado para rehabilitación del hombro que colabore en

las terapias para la recuperación de pacientes adultos (de 20 años en adelante) que presenten problemas de hombros congelados o dolorosos y/o problemas de movimiento post-quirúrgicos o traumáticos.

El diseño mecánico se realizará en SolidWorks<sup>®</sup>, el cual incluye análisis y síntesis de mecanismos considerando la antropometría mexicana. La simulación se realizará en ADAMS<sup>TM</sup> considerando el peso del brazo como fuerzas concentradas en cada uno de los eslabones y con ellas realizar rutinas terapéuticas. Por último para la fabricación de la estructura se planea una combinación de materiales tales como aluminio en el caso de eslabones y polímeros para uniones o recubrimientos.

### 1.3. Justificación

Con base en la problemática, en este proyecto se plantea el diseño y fabricación de la estructura de un exoesqueleto capaz de adaptarse al 90 % de la población mexicana mayor de 20 años; considerando parámetros como la altura al hombro del paciente (de pie o sentado) y la longitud del brazo (hombro a codo), lo cual asegura la alineación de los ejes articulares con los ejes del dispositivo, dicho exoesqueleto debe de proporcionar los 3 movimientos elementales del hombro: flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa, todos en rangos funcionales que cumplan con el espacio de trabajo del brazo para que pueda auxiliar en terapias físicas enfocadas en lesiones del hombro.

Otras ventajas que debe presentar el dispositivo son: tener una interface ergonómica de correspondencia uno a uno entre el conjunto de articulaciones humanas y las del robot, ser portátil para su fácil transporte dentro de centros de rehabilitación locales con espacios pequeños y estar compuesto de elementos estándares y/o comerciales que sean de fácil adquisición y manufactura.

Con el uso de este exoesqueleto se espera incrementar la capacidad de atención de pacientes con problemas de movimiento en el hombro, debido a que será posible realizar más sesiones por semana para cada paciente, reduciendo así el tiempo total de recuperación.

### 1.4. Hipótesis

Preguntas de investigación:

- ✓ ¿Es posible realizar un sistema tipo exoesqueleto que cubra el 90 % de la población mexicana mayor de 20 años que auxilie en la rehabilitación de personas con lesiones en el hombro?

Con el desarrollo de este trabajo de tesis se validará que es posible:

- ✓ Diseñar y fabricar la estructura mecánica de un dispositivo que auxilie en las terapias de personas con alguna discapacidad de movimiento en el hombro, con los conocimientos obtenidos en el área de robótica y la tecnología disponible en la Universidad Tecnológica de la Mixteca.
- ✓ Diseñar un sistema tipo exoesqueleto con base en la anatomía y fisiología de los movimientos del hombro, usando herramientas de antropometría para una adaptabilidad entre personas mayores de 20 años y el mecanismo, además de realizar un análisis de movilidad a través de simulaciones numéricas.

## 1.5. Objetivos

### 1.5.1. Objetivo general

Diseñar, simular y fabricar la estructura mecánica de un prototipo de un exoesqueleto bioinspirado para rehabilitación del hombro, basado en medidas antropométricas de la población adulta mexicana, integrando la robótica, la ingeniería mecánica, las herramientas computacionales y la biomecánica.

### 1.5.2. Objetivos específicos

El problema general se puede agrupar en los siguientes objetivos específicos:

- ✓ Modelar la cinemática del hombro para proporcionar un alto grado de destreza durante los movimientos terapéuticos.
- ✓ Realizar una valoración analítica de los modelos matemáticos reportados en la literatura para seleccionar el que cumpla con los movimientos elementales del hombro.
- ✓ Diseñar las piezas mecánicas para el dispositivo de rehabilitación que cumplan con las dimensiones antropométricas mexicanas y realizar su ensamble en un software CAD para obtener el prototipo virtual.
- ✓ Realizar el análisis mecánico del sistema diseñado mediante un análisis de elemento finito para determinar su factor de seguridad mínimo.
- ✓ Evaluar el funcionamiento del sistema diseñado, mediante la implementación de rutinas terapéuticas en el prototipo virtual que permitan validar su espacio de trabajo al indicar velocidades en los actuadores.
- ✓ Fabricar las piezas mecánicas del prototipo diseñado y realizar su ensamble para obtener el prototipo físico del dispositivo diseñado.
- ✓ Analizar los resultados y obtener conclusiones que validen el diseño propuesto.

## 1.6. Estructura de la tesis

Este trabajo de tesis está organizado de la siguiente forma: en el Capítulo 1 se presentan la introducción y los antecedentes del tema planteado, se establece el planteamiento y la justificación del tema a tratar, y se especifican los objetivos a cumplir con la finalidad de resolver las hipótesis planteadas. En el Capítulo 2 se establecen los principios básicos necesarios para la obtención del diseño del exoesqueleto para rehabilitación del hombro y algunos conceptos usados a lo largo del trabajo. En el Capítulo 3 se realiza la implementación de la metodología para el diseño del prototipo bajo los conceptos descritos en el Capítulo 2, al final de este capítulo se obtienen los planos a detalle del diseño del prototipo a construir. En el Capítulo 4 se describe a detalle cada uno de los procesos de manufactura y ensamble realizados para obtener el prototipo físico del diseño desarrollado en el Capítulo 3. En el Capítulo 5 se obtiene el modelo dinámico del exoesqueleto desarrollado en los capítulos anteriores y se implementa una estrategia de control no lineal para un modelo simplificado de dicho exoesqueleto. Por último, en el Capítulo 6 se dan a conocer las conclusiones generales obtenidas del trabajo desarrollado y se mencionan posibles trabajos futuros a partir del trabajo realizado.

# Capítulo

## 2. Marco teórico

---

En este capítulo, se presentan los fundamentos empleados para el diseño y análisis de los exoesqueletos (robots usables), con la finalidad de entender las interacciones físicas y cognitivas humano-robot, así como la fuente de inspiración de los diferentes sistemas robóticos mediante el modelado de sistemas biológicos, los modelos de ingeniería obtenidos permiten entender y manipular el comportamiento de sistemas biológicos. Para el caso del modelado del cuerpo humano se asume una cadena de eslabones rígidos, donde cada segmento tiene ciertas propiedades (longitud, inercia, etc.) que se aproximan a las humanas, estos segmentos están unidos por articulaciones que imitan a las humanas en grados de libertad (GDL) y rangos de movimiento, por lo tanto, en este capítulo se presenta la mecánica y biomecánica del miembro superior.

### 2.1. Robots usables (*Wearable robots*)

Los robots usables son robots diseñados para las personas. Pueden definirse como aquellos robots usados por los humanos, ya sea para complementar la función de una extremidad o para reemplazarla por completo. Estos robots pueden operar junto a los miembros humanos, como en el caso de los robots ortopédicos o los exoesqueletos, o pueden sustituir a los miembros faltantes. La usabilidad no implica necesariamente que el robot sea ambulatorio, portátil o autónomo, también pueden ser vistos como una tecnología que se extiende, complementa, sustituye o mejora la función humana y la capacidad o potencia para reemplazar la extremidad humana. Una posible clasificación de estos robots de acuerdo a la función que desempeñan en cooperación con el humano, son las siguientes [82]:

**Exoesqueletos robóticos de potencia** Extienden la fuerza de la mano humana más allá de su habilidad natural mientras mantiene el control humano del robot, en este caso la estructura del exoesqueleto se correlaciona con la anatomía del humano. Cuando la extensión de la capacidad del miembro superior del humano tiene más que ver con el alcance que con la potencia, se producen configuraciones de robot maestro-esclavo, generalmente en escenarios de teleoperación.

**Robots ortóticos** Una órtesis es una estructura mecánica que se correlaciona con la anatomía del miembro humano. Su propósito es restaurar las funciones perdidas o débiles. Las contrapartes robóticas de las órtesis son exoesqueletos robóticos. En este caso, la función del exoesqueleto es complementar la capacidad del miembro humano y restaurar la función discapacitada.

**Robots protésicos** Una prótesis es un dispositivo electromecánico que sustituye los miembros perdidos después de la amputación. Las contrapartes robóticas de las prótesis toman la forma de miembros electromecánicos robóticos y permiten sustituir la función de la extremidad perdida de una manera más cercana a la función humana natural. Esto se logra mediante el uso inteligente de las tecnologías robóticas en términos de interacción humano-robot (que comprende la detección y el control) y el accionamiento.

### 2.1.1. Interacción humano-robot

Un aspecto distintivo de los robots usables es su interacción cognitiva y física dual intrínseca con los seres humanos [82]:

**Interacción cognitiva humano-robot (cHRI por sus siglas en inglés)** Consiste en hacer al ser humano consciente de las posibilidades del robot, mientras que le permite mantener el control del mismo en todo momento, en la mayoría de los casos apoyado por la interfaz física. Mediante esta interacción cognitiva, el ser humano ordena y controla al robot y, a su vez, el robot incluye al ser humano en el lazo de control y proporciona información sobre las tareas, ya sea por medio de un mecanismo de reflexión de la fuerza o de algún otro tipo de información.

**Interacción física humano-robot (pHRI por sus siglas en inglés)** Es la generación de fuerzas suplementarias para potenciar y superar los límites físicos humanos. Esto implica un flujo neto de potencia entre ambos actores.

Tanto la pHRI y cHRI son apoyadas por una interfaz humano-robot (HRi por sus siglas en inglés), la cual es un enlace de hardware y software que conecta dos sistemas diferentes, en este caso, un robot y un humano. Se dice que dos dispositivos están interconectados cuando sus operaciones están vinculadas de forma informática, mecánica o electrónica. En el contexto de la robótica usable (*wearable robotics*), la interfaz es el enlace que soporta la interacción entre el humano y el robot a través del control del flujo de información [82].

Dentro de la robótica usable [82]:

**Una interfaz cognitiva humano-robot (cHRi por sus siglas en inglés)** Se desarrolla explícitamente para soportar el flujo de información en la interacción cognitiva (posiblemente bidireccional) entre el robot y el humano. La información es el resultado del procesamiento, manipulación y organización de datos, por lo que la cHRi en dirección humano-robot se basa en datos adquiridos por un conjunto de sensores para medir variables bioeléctricas y biomecánicas, y en la dirección robot-humano puede basarse en variables biomecánicas, un subconjunto de variables bioeléctricas, y modalidades de percepción natural (visuales y auditivas).

**Una interfaz física humano-robot (pHRi por sus siglas en inglés)** Se desarrolla para soportar el flujo de información entre los dos actores, se basa en un conjunto de actuadores y una estructura rígida que se utiliza para transmitir fuerzas al sistema musculoesquelético humano. La estrecha interacción física a través de esta interfaz impone estrictos requisitos a los robots usables en cuanto a seguridad y fiabilidad.

Las interacciones cognitivas y físicas no son independientes. Por un lado, un proceso perceptivo cognitivo en el ser humano puede ser desencadenado por la interacción física con el robot (interacción física humano-robot consciente), y por otro la interacción cognitiva se puede utilizar para modificar la interacción física entre el ser humano y el robot (interacción física humano-robot involuntaria) [82].

### 2.1.2. Exoesqueletos

Un exoesqueleto es una especie de robot usable, dentro de estos últimos, los exoesqueletos son aquellos en los que las interacciones cognitiva (información) y física (potencia) con el operador humano son más intensas. El aspecto distintivo, específico y singular de los exoesqueletos es que su cadena cinemática se correlaciona con la anatomía del miembro humano, existiendo una correspondencia uno a uno entre las articulaciones anatómicas humanas y el conjunto de articulaciones del robot. Este cumplimiento cinemático es un aspecto clave en el logro de las interfaces ergonómicas humano-robot [82].

El trabajo científico y tecnológico sobre los exoesqueletos comenzó a principios de los años sesenta, con la finalidad de mejorar la fuerza de un operador humano, en 1883 el Prof. H. Wangenstein propuso el concepto de un auxiliar de movilidad, bajo este concepto se encuentran las principales características del estado actual de los exoesqueletos robóticos portátiles (un armazón del cuerpo en forma de un exoesqueleto ligero), entre las aplicaciones derivadas de los extensores robóticos se encuentran las órtesis robotizadas de los miembros superiores, los estudios sobre órtesis controladas activas se remontan a mediados de 1950, sin embargo las primeras implementaciones activas de órtesis motorizadas fueron obra de Rahman et al (2000), actualmente los campos de aplicación de los exoesqueletos se han extendido a la rehabilitación y compensación funcional, entre otras [82].

La interacción entre el exoesqueleto y la extremidad humana se puede lograr a través de sistemas de fuerzas internas o externas, en el caso de las externas, el uso del exoesqueleto se

utiliza para multiplicar la fuerza que un usuario humano puede soportar, y por lo tanto, la fuerza que el medio ambiente ejerce sobre el exoesqueleto debe ser puesta a tierra: es decir, la estructura mecánica del exoesqueleto actúa como un dispositivo de carga y sólo una pequeña parte de la fuerza se ejerce sobre el usuario. La potencia se transmite a una base externa, ya sea fija o portátil con el operador. La única transmisión de potencia es entre los miembros humanos y el robot como un medio para implementar entradas de control y/o retroalimentación de fuerza [82].

Por otra parte, los exoesqueletos que trabajan sobre el principio de fuerzas internas están dedicados a la compensación funcional (exoesqueletos ortóticos), son aplicables cuando hay debilidad o pérdida de la función del miembro humano, en este caso la fuerza y la potencia se transmiten por medio del exoesqueleto entre los segmentos del miembro humano. En tal escenario, el exoesqueleto complementa o reemplaza la función del sistema musculoesquelético, en este caso la fuerza se aplica sólo entre el exoesqueleto y el miembro [82].

Superponer un robot a una extremidad humana, como en el caso de los exoesqueletos, es un problema difícil. Idealmente, el ser humano no debe sentir ninguna restricción a sus patrones de movimiento natural. Por lo tanto, la cinemática juega un papel clave en los exoesqueletos portátiles: si los robots y los humanos no son cinemáticamente compatibles, aparece fuerzas de interacción no ergonómicas. Dada la compleja cinemática de la mayoría de las articulaciones anatómicas humanas, se emplea la cinemática flexible, la cual exige un diseño bioinspirado de robots portátiles e impone una fuerte necesidad de control de la interacción física humano-robot [82].

El papel dual de la bioinspiración es en primer lugar, para obtener una visión mediante la observación de modelos biológicos y, en segundo lugar, para explicar la función biológica mediante modelos de ingeniería [82].

Los exoesqueletos también pueden clasificarse de acuerdo con el miembro humano en el que se encuentra la cadena cinemática del robot, siendo estos en miembros superiores (incluyendo o excluyendo la mano), en miembros inferiores y en exoesqueletos de cuerpo completo. La función principal de los miembros superiores es la manipulación; por lo tanto, la cadena cinemática que consiste en las articulaciones del hombro, del codo y de la muñeca junto con los segmentos del brazo, antebrazo y la mano tiene una movilidad considerable para proporcionar un alto grado de destreza durante la manipulación. En general, los exoesqueletos de las extremidades superiores se requieren para proporcionar menos fuerza y par que los exoesqueletos de las extremidades inferiores [34, 61, 82, 83, 99, 100, 105].

El miembro inferior es generalmente menos complejo que el miembro superior en términos de cinemática. La principal función de los miembros inferiores humanos es proporcionar apoyo, estabilidad y movilidad (locomoción). El andar humano puede ser visto como un proceso cíclico que comprende una fase de postura y una fase de oscilación. Esto facilita la implementación de los esquemas de cHRI, pero los requerimientos de fuerza y par para estos exoesqueletos son muy altos debido a las demandas de soporte de peso y de estabilidad [82].

La rehabilitación es un campo de aplicación clave para el desarrollo de robots usables, debido al envejecimiento rápido de la población, a lo que una posible respuesta es la robótica autónoma personal, incluida la movilidad, las interacciones sociales y físicas, entre otras. Otras aplicaciones de los robots usables son las dedicadas al espacio, la defensa, la seguridad nacional y militar [82].

## 2.2. Mecánica del robot

La mecánica es la rama de la física que se ocupa del estudio de las fuerzas y el movimiento producido por sus acciones, dentro de ésta destacan la cinemática (análisis del movimiento) y la cinética (fuerzas asociadas al movimiento) [9, 82].

- ✓ La cinemática es la rama de la mecánica que describe las características fundamentales del movimiento en términos de desplazamiento, velocidad y aceleración, independientemente de las fuerzas que causan el movimiento.
- ✓ La cinética es la rama de la mecánica que se refiere a los análisis desde un punto de vista de fuerza y energía (flujos de energía intra e intersegmental) asociados con el movimiento.

### 2.2.1. Análisis cinemático

Al referirse a los mecanismos de múltiples cuerpos, específicamente a los exoesqueletos, la cinemática se ocupa del análisis de movimiento de cada enlace del robot con respecto a un marco de referencia e implica [9, 82]:

- ✓ Una descripción analítica del movimiento en función del tiempo.
- ✓ La relación no lineal entre la posición y la orientación del efector final del robot y la configuración del robot.

En este contexto, se define la movilidad  $M$  de un robot compuesto por eslabones seriales como el número de parámetros independientes  $q$  necesarios para especificar con precisión la posición de cada enlace. La redundancia de un robot, es un indicador del número de configuraciones disponibles del mismo para una posición particular del efector final. La alta redundancia hace que el control sea complejo, pero mejora la destreza [82].

Existen dos problemas fundamentales a resolver en la cinemática del robot [9]:

**Problema cinemático directo** Consiste en determinar cuál es la posición y orientación del extremo final del robot, con respecto a un sistema de coordenadas que se toma como referencia, conocidos los valores de las articulaciones y los parámetros geométricos de los elementos del robot.

**Problema cinemático inverso** Consiste en resolver la configuración que debe adoptar el robot para una posición y orientación del extremo conocidas.

### Denavit-Hartenberg (D-H)

Para el análisis cinemático se asigna un sistema de referencia a cada uno de los segmentos para representar su posición y orientación, así como realizar transformaciones entre dichos sistemas tanto de traslación como de rotación. El método más común para resolver el problema cinemático directo es el propuesto por Denavit-Hartenberg, que se basa en una matriz de transformación homogénea que describe la relación entre dos cuerpos adyacentes del modelo de cuerpos rígidos, así el problema cinemático directo se reduce a encontrar una matriz de transformación homogénea que relacione la localización espacial del extremo del robot con respecto al sistema de coordenadas de su base [9].

La forma general de la matriz de transformación entre dos sistemas de coordenadas consecutivos es dada por  ${}^{i-1}A_i$  definida como:

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} C\theta_i & -C\alpha_i S\theta_i & S\alpha_i C\theta_i & a_i C\theta_i \\ S\theta_i & C\alpha_i C\theta_i & -S\alpha_i C\theta_i & a_i S\theta_i \\ 0 & S\alpha_i & C\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

donde  $\theta_i$ ,  $d_i$ ,  $a_i$ , y  $\alpha_i$ , representan los cuatro parámetros de D-H que dependen únicamente de las características geométricas de cada eslabón y de las articulaciones que le unen con el anterior y siguiente. En concreto estos representan [9] (ver Figura 24):

$\theta_i$  Es el ángulo que forman los ejes  $x_{i-1}$  y  $x_i$  medido en un plano perpendicular al eje  $z_{i-1}$ , utilizando la regla de la mano derecha. Se trata de un parámetro variable en articulaciones giratorias.

$d_i$  Es la distancia a la largo del eje  $z_{i-1}$  desde el origen del sistema de coordenadas (i-1)-ésimo hasta la intersección del eje  $z_{i-1}$  con el eje  $x_i$ . Se trata de un parámetro variable en articulaciones prismáticas.

$a_i$  Es la distancia a lo largo del eje  $x_i$  que va desde la intersección del eje  $z_{i-1}$  con el eje  $x_i$  hasta el origen del sistema i-ésimo, en el caso de articulaciones giratorias. En el caso de articulaciones prismáticas, se calcula como la distancia más corta entre los ejes  $z_{i-1}$  y  $z_i$ .

$\alpha_i$  Es el ángulo de separación del eje  $z_{i-1}$  y el eje  $z_i$ , medido en un plano perpendicular al eje  $x_i$ , utilizando la regla de la mano derecha.

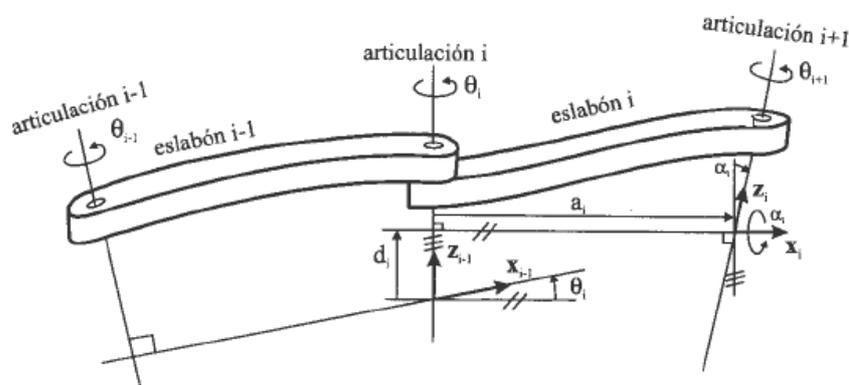


Figura 24: Parámetros D-H para un eslabón giratorio. Imagen tomada de [9].

Siguiendo este enfoque, tanto la posición como la orientación del efector final se puede obtener mediante la combinación de transformaciones impuestas por juntas sucesivas por medio de  $\mathbf{T} = {}^0A_1, {}^1A_2, \dots, {}^{n-1}A_n$ , donde la matriz  $\mathbf{T}$  define la orientación (submatriz de rotación) y posición (submatriz de traslación) del extremo referido a la base en función de las  $n$  coordenadas articulares [9].

Por lo tanto una vez obtenidos los parámetros **D-H**, el cálculo de las relaciones entre los eslabones consecutivos del robot es inmediato, están dadas por las matrices  $A_i$ . Las relaciones entre eslabones no consecutivos se obtienen por las matrices  $\mathbf{T}$ , las cuales son el producto de un conjunto de matrices  $\mathbf{A}$  [9].

### 2.2.2. Análisis dinámico

La dinámica es la parte de la mecánica clásica que estudia los objetos en movimiento y las causas del mismo, para el caso de mecanismos de múltiples cuerpos articulados como lo son los robots usables, la dinámica trata del análisis del movimiento en la configuración y el espacio de trabajo como una función de fuerzas internas (por ejemplo, par en cada actuador de junta) y externas (por ejemplo, fuerza de interacción con el entorno). Se pueden identificar dos casos de la relación entre la fuerza y el movimiento [82]:

**El problema dinámico directo** Expresa la evolución de las articulaciones y coordenadas de trabajo en función de la fuerza y el momento de torsión implicados. La dinámica directa de un robot se expresa en como:

$$\begin{aligned}\ddot{r} &= f(F, T) \\ \dot{r} &= \int \ddot{r} dt \\ r &= \int \dot{r} dt\end{aligned}$$

**El problema dinámico inverso** Describe las fuerzas y los momentos de torsión como una función de la evolución de las coordenadas de las articulaciones en el tiempo y puede expresarse como:

$$F = g(r, \dot{r}, \ddot{r})$$

Se hace uso de la mecánica newtoniana y lagrangiana para derivar el modelo dinámico de un robot. Las ecuaciones de Lagrange para un sistema holonómico, están dadas por la ecuación (2.1), donde  $\mathbf{q}$  es un vector de coordenadas generalizadas, con un conjunto mínimo de coordenadas para determinar completamente la posición de cada eslabón del robot, del mismo modo,  $\tau_i$  son las fuerzas generalizadas,  $L$  es la función de Lagrange del robot y se puede derivar de la energía cinética del robot,  $T$  y energía potencial,  $V$ :  $L = T - V$  [82]. Entonces

$$\frac{d}{dt} \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} - \frac{\partial L}{\partial q_i} = \tau_i, \forall i = 1, \dots, n \quad (2.1)$$

La forma matricial de la ecuación (2.1) se puede escribir como:

$$\mathbf{M}(q)\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(q, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{K}(q) = \boldsymbol{\tau} \quad (2.2)$$

donde:

$\mathbf{q}$  Vector de coordenadas articulares como función del tiempo.

$\dot{\mathbf{q}}$  Vector de velocidades articulares como función del tiempo.

$\ddot{\mathbf{q}}$  Vector de aceleraciones articulares como función del tiempo.

$\mathbf{M}(\mathbf{q})$  Es una matriz cuadrada de inercias y representa el efecto de la aceleración de la articulación sobre el par generalizado,  $\boldsymbol{\tau}$ .

$\mathbf{C}(q, \dot{\mathbf{q}})$  Es el vector de fuerzas centrífugas y de Coriolis.

$\mathbf{K}(q)$  Es un vector de fuerzas relacionadas con la gravedad.

La ecuación (2.2) representa la dinámica del espacio articular. En la práctica, la cadena del robot se ve afectada tanto por las perturbaciones como por la fricción. Esto puede tenerse en cuenta reescribiendo la ecuación (2.2) de la siguiente manera (ecuación (2.3)):

$$\mathbf{M}(q)\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(q, \dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{F}(\dot{\mathbf{q}}) + \mathbf{K}(q) + \boldsymbol{\tau}_d = \boldsymbol{\tau} \quad (2.3)$$

donde:  $\mathbf{F}(\dot{\mathbf{q}})$  es el término de fricción y  $\boldsymbol{\tau}_d$  alguna perturbación.

Considerando el modelo de cuerpos rígidos y la antropometría del miembro superior, el sistema humano-esqueleto puede aproximarse por su equivalente mecánico como se representa en la Figura 25, para tal modelo es necesario conocer el peso de las diferentes partes del cuerpo, así como los centros de gravedad de las mismas, las cuales se muestran en las Tablas 3 y 4, respectivamente.

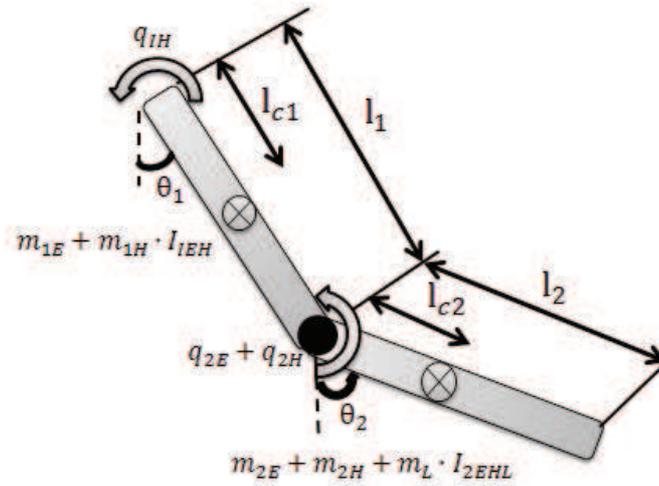


Figura 25: Sistema mecánico equivalente de un exoesqueleto unido al brazo, aproximado por enlaces rígidos unidos por articulaciones. Imagen tomada de [76].

Tabla 3: Peso segmentario/relaciones de peso corporal de varios estudios [53].

Fuente	Braune %	Dempster %	Demster (ajustado) %	Clauser %
Cabeza	7.0	7.9	8.1	7.3
Tronco	46.1	48.6	49.7	50.7
Brazo	3.3	2.7	2.8	2.6
Antebrazo	2.1	1.6	1.6	1.6
Mano	0.8	0.6	0.6	0.7
Miembro superior	6.2	4.9	5.0	4.9
Antebrazo y mano	2.9	2.2	2.2	2.3
Muslo	10.7	9.7	9.9	10.3
Pierna	4.8	4.5	4.6	4.3
Pie	1.7	1.4	1.4	1.5
Miembro inferior	17.2	15.7	16.1	16.1
Pierna y pie	6.5	6.0	6.1	5.8
Suma	100.0	100.0	100.0	100.0

Tabla 4: Centros de masa: relación de longitud del segmento [53].

Fuente	Braune y Fischer %	Dempster %	Clauser y cols. %
Todo el cuerpo	-	-	41.2
Cabeza	-	43.3	46.6
Tronco	-	-	38.0
Brazo	47.0	43.6	51.3
Antebrazo	42.1	43.0	39.0
Mano	-	49.4	48.0
Miembro superior	-	-	41.3
Antebrazo y mano	47.2	67.7	62.6
Muslo	44.0	43.3	37.2
Pierna	42.0	43.3	37.1
Pie	44.4	42.9	44.9
Miembro inferior	-	43.3	38.2
Pierna y pie	52.4	43.7	47.5

Tomando en cuenta los rangos de movimiento de las articulaciones del miembro superior, en la Tabla 5 se muestran las capacidades de par torsional que pueden ejercerse para cada uno de los movimientos.

Tabla 5: Máximos pares que puede ejercer el miembro superior para cada uno de sus principales movimientos [76].

Articulación	Par.
Flexión / extensión de Hombro	110 Nm
Aducción / abducción de Hombro	125 Nm
Rotación de Hombro	-
Flexión / extensión de Codo	72.5 Nm
Pronación / supinación de Codo	9.1 Nm
Flexión / extensión de Muñeca	19.8 Nm
Aducción / abducción de Muñeca	20.8 Nm

### 2.3. Biomecánica

La biomecánica consiste en tomar los principios y métodos de la mecánica y su aplicación a la estructura y funcionamiento del cuerpo humano [51, 55, 82], también puede definirse

como la disciplina que describe, analiza y cuantifica el movimiento humano, atendiendo cómo se produce (cinemática) y el origen del mismo (dinámica) [108]. Como ciencia fronteriza entre la física y la medicina, tiene que ocuparse de la descripción técnica del movimiento (sección: mecánica del robot), y de la descripción anatómica de los movimientos corporales utilizados en la medicina (sección: articulación del hombro) [82].

Desde un punto de vista macroscópico, el cuerpo humano puede ser modelado como un conjunto de segmentos rígidos unidos entre sí. En este caso, es posible analizar el movimiento humano según los postulados de la mecánica continua (conservación del momento lineal y angular y conservación de la masa y la energía), se suele suponer que no hay traslación lineal en las articulaciones (solo rotación), además, es necesario definir el punto de aplicación de las fuerzas y momentos externos. Con estos segmentos rígidos unidos por articulaciones y utilizando estos postulados con algunas suposiciones sobre el problema particular, se puede establecer un conjunto de ecuaciones de equilibrio [77, 82].

Con la descripción biomecánica del movimiento es posible modelar las extremidades humanas como un sistema paralelo al robot usable, por ello la biomecánica asociada al miembro superior posee una relevante implicación en el diseño e implementación de exoesqueletos robóticos, ya que debe existir una compatibilidad cinemática entre el exoesqueleto y el miembro superior humano [77, 82].

La posición anatómica de referencia del cuerpo utilizada para describir la localización de las estructuras se muestra en la Figura 26. El cuerpo se encuentra en posición anatómica en bipedestación con los pies juntos, los brazos a los lados y la cara mirando hacia delante. La boca se encuentra cerrada y la expresión facial es neutral. Las palmas de las manos se dirigen hacia delante con los dedos rectos y juntos, y con la almohadilla de la base del pulgar girada 90° respecto a las de los restantes dedos [22, 82].

### Planos anatómicos

Los principales grupos de planos atraviesan el cuerpo en la posición anatómica (Figura 26):

- ✓ **Planos coronales** están orientados verticalmente y dividen el cuerpo en zonas anterior y posterior.
- ✓ **Planos sagitales** están orientados en vertical, son perpendiculares a los planos coronales y dividen el cuerpo en zonas derecha e izquierda. Al plano que discurre a través del centro del cuerpo dividiéndolo en dos mitades iguales (derecha e izquierda) se le denomina **plano medio sagital**.
- ✓ **Planos transversales, horizontales o axiales** dividen el cuerpo en zona superior e inferior.

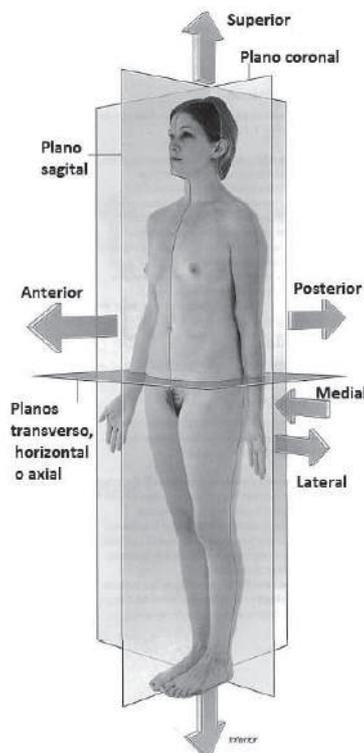


Figura 26: La posición anatómica, los planos y los términos de localización y orientación. Imagen tomada de [22].

### 2.3.1. Cinemática de la extremidad superior

La extremidad superior se une al tronco mediante músculos y una pequeña articulación esquelética situada entre la clavícula y el esternón: la articulación esternoclavicular. Atendiendo a la localización de las principales articulaciones y huesos que la componen, la extremidad superior se divide en hombro, brazo, codo, antebrazo y mano (Figura 27) [22, 48, 82].

El hombro es la zona de la extremidad superior que se une al tronco, el brazo se sitúa entre el hombro y la articulación del codo, el antebrazo se encuentra entre la articulación del codo y la de la muñeca; y la mano es la parte distal a la articulación de la muñeca. La articulación glenohumeral permite que el brazo se mueva en tres ejes con una gran amplitud de movimientos. Los movimientos del brazo en esta articulación son: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación medial (rotación interna), rotación lateral (rotación externa) y circunducción. La articulación del codo, es de tipo bisagra, permitiendo la flexión y extensión del antebrazo [22, 48, 82].

### 2.3.2. Articulación del hombro (fisiología)

De acuerdo a Kapandji [48], el hombro es la articulación proximal del miembro superior más móvil de todas las articulaciones del cuerpo humano. Posee tres grados de libertad (Figura

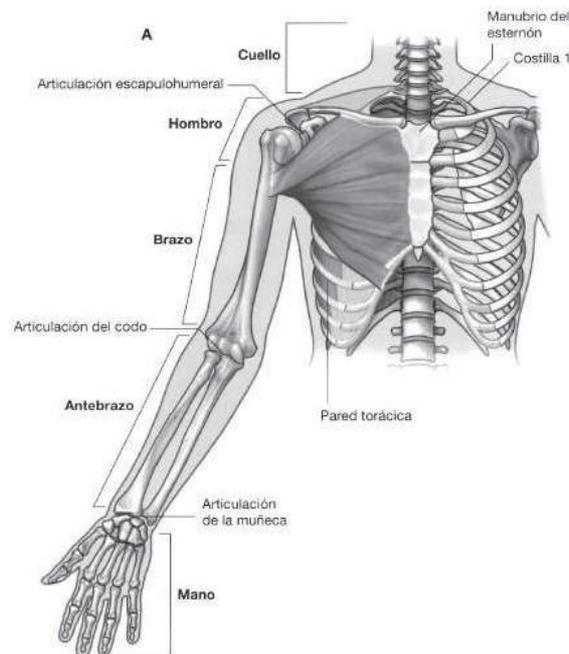


Figura 27: Vista anterior de la extremidad superior. Imagen tomada de [22].

28), lo que le permite orientar el miembro superior en relación a los tres planos del espacio a merced de los tres ejes principales:

1. **Eje transversal**, incluido en el plano frontal: permite los movimientos de flexoextensión realizados en el plano sagital (ver Figura 29).
2. **Eje anteroposterior**, incluido en el plano sagital: permite los movimientos de abducción (el miembro superior se aleja del plano de simetría del cuerpo) y aducción (el miembro superior se aproxima al plano de simetría) realizados en el plano frontal (ver Figura 30).
3. **Eje vertical**, dirige los movimientos de flexión y extensión realizados en el plano horizontal, el brazo en abducción de  $90^\circ$ . Estos movimientos también se denominan flexoextensión horizontal (ver Figura 31).

Por lo tanto, el hombro es una articulación con tres ejes principales y tres grados de libertad, coincidiendo el eje longitudinal del húmero con uno de los dos (eje transversal ó eje anteroposterior) o situarse en cualquier posición intermedia para permitir el movimiento de rotación externa/interna.

### La flexoextensión y la aducción

Los movimientos de flexoextensión (Figuras 32 y 33) se efectúan en el plano sagital (Plano A, Figura 34), en torno a un eje transversal (Eje 1, Figura 28):

- ✓ Extensión: movimiento de poca amplitud,  $45^\circ$  a  $50^\circ$ .

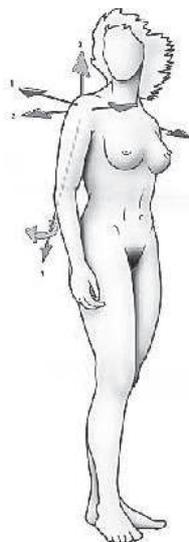


Figura 28: Grados de libertad del hombro. Imagen tomada de [48].

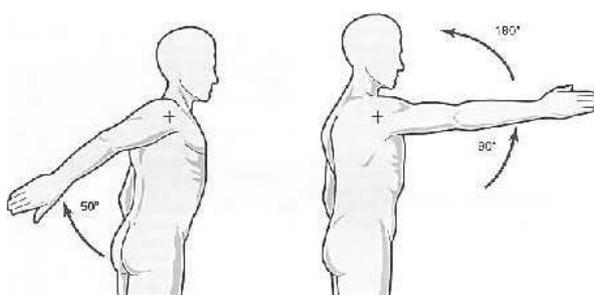


Figura 29: Movimientos de flexoextensión realizados en el plano sagital. Imagen tomada de [48].

- ✓ Flexión: movimiento de gran amplitud,  $180^\circ$ ; obsérvese que la misma posición de flexión a  $180^\circ$  puede definirse también como una abducción de  $180^\circ$ , próxima a la rotación longitudinal.

El movimiento de aducción (Figura 33) se lleva a cabo desde la posición anatómica (máxima aducción) en el plano frontal, pero son mecánicamente imposibles debido a la presencia del tronco.

Desde la posición anatómica, la aducción no es factible si no se asocia con:

- ✓ Una extensión (Figura 33 izquierda): aducción muy leve.
- ✓ Una flexión (Figura 33 derecha): la aducción alcanza entre  $30^\circ$  y  $45^\circ$ .

Desde cualquier posición de abducción, la aducción, denominada entonces "aducción relativa", siempre es posible, en el plano frontal, hasta la posición anatómica.

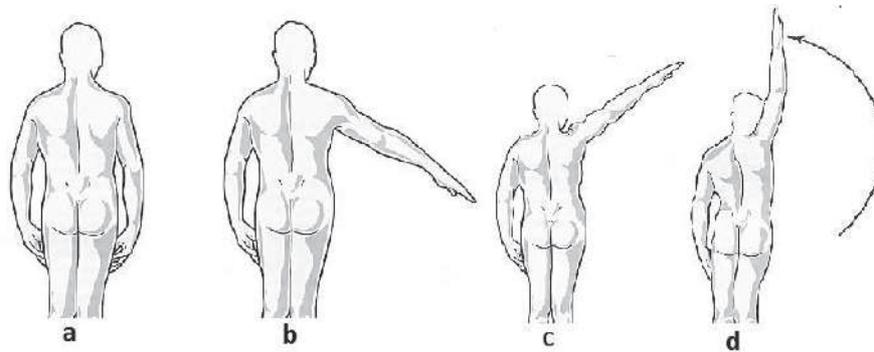


Figura 30: Movimientos de abducción y aducción realizados en el plano frontal. Imagen tomada de [48].

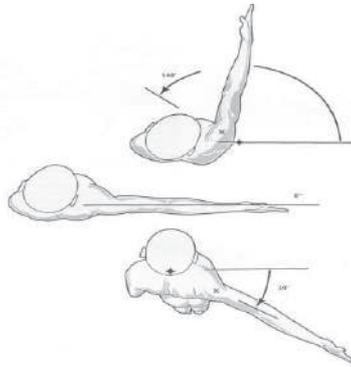


Figura 31: Movimientos de flexión y extensión realizados en el plano horizontal. Imagen tomada de [48].

### La abducción

La abducción (Figura 30), movimiento que aleja el miembro superior del tronco, se realiza en el plano frontal (Plano B, Figura 34), en torno al eje anteroposterior (Eje 2, Figura 28). La amplitud de la abducción alcanza los  $180^\circ$ ; el brazo queda vertical por arriba del tronco (Figura 30 d).

#### Dos observaciones:

- ✓ A partir de los  $90^\circ$ , la abducción aproxima el miembro superior al plano de simetría del cuerpo, convirtiéndose en sentido estricto en una aducción.
- ✓ La posición final de abducción ( $180^\circ$ ) también puede alcanzarse con un movimiento de flexión de  $180^\circ$ .

En cuanto a las acciones musculares y el juego articular, la abducción, desde la posición anatómica (Figura 30 a), pasa por tres estadios:

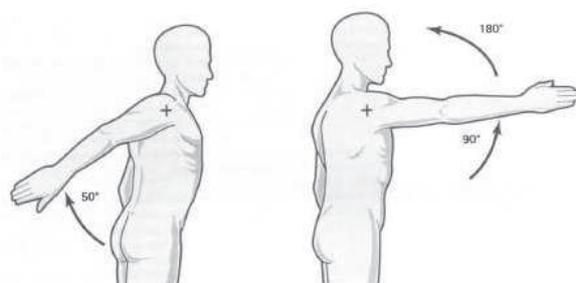


Figura 32: Movimientos de flexoextensión. Imagen tomada de [48].

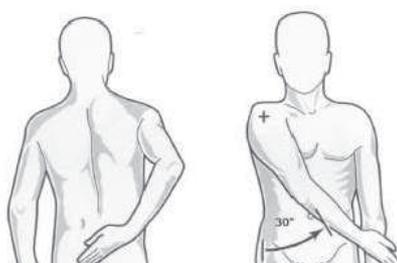


Figura 33: Movimientos de flexoextensión. Imagen tomada de [48].

1. Abducción de  $0^\circ$  a  $60^\circ$  (Figura 30 b) puede efectuarse únicamente en la articulación glenohumeral.
2. Abducción de  $60^\circ$  a  $120^\circ$  (Figura 30 c) necesita la participación de la articulación escapulotorácica.
3. Abducción de  $120^\circ$  a  $180^\circ$  (Figura 30 d) utiliza además de la articulación glenohumeral y la articulación escapulotorácica, la inclinación del lado opuesto del tronco.

### La rotación del brazo sobre su eje longitudinal

La rotación del brazo sobre su eje longitudinal (Eje 3, Figura 28) puede realizarse en cualquier posición del hombro. Se trata de la rotación voluntaria o adjunta de las articulaciones con tres ejes y tres GDL. Generalmente, esta rotación se mide en la posición anatómica del brazo que pende verticalmente a lo largo del cuerpo (Figura 35: vista superior).

1. **Posición anatómica** (Figura 35 superior), denominada de rotación interna/externa  $0^\circ$ : para medir la amplitud de estos movimientos de rotación, el codo debe estar necesariamente flexionado a  $90^\circ$  de forma que el antebrazo está entonces en el plano sagital. Sin esta precaución, a la amplitud de los movimientos de rotación interna/externa del brazo se añadiría la de los movimientos de pronosupinación del antebrazo. Esta posición anatómica, con el antebrazo en el plano sagital, se adopta de manera totalmente arbitraria. En la práctica, la posición de partida más utilizada, debido a que corresponde al equilibrio

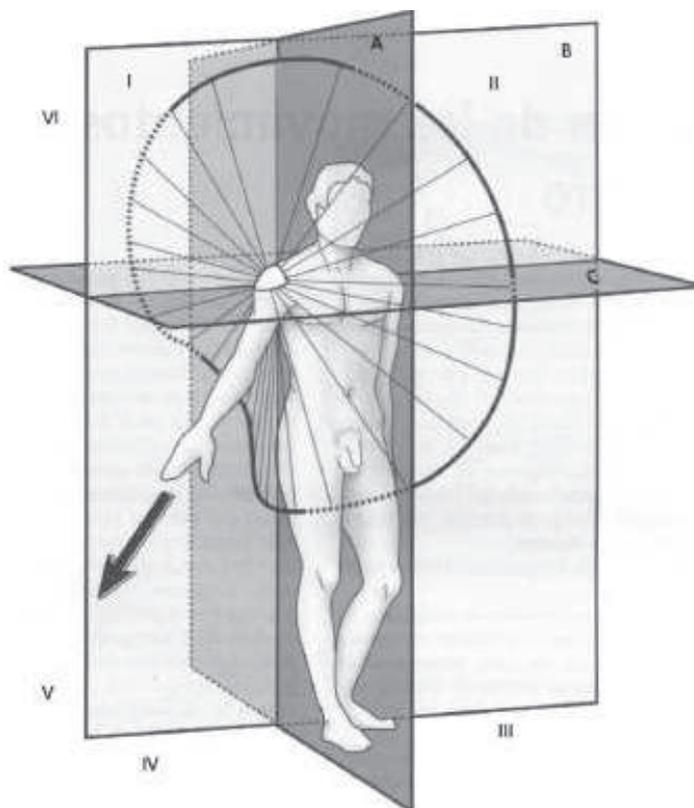


Figura 34: Movimientos del hombro en diferentes planos. Imagen tomada de [48].

de los rotadores, es la de rotación interna de  $30^\circ$  en relación a la posición anatómica, de modo que la mano se halla entonces delante del tronco. Podría denominarse **posición anatómica fisiológica**.

2. **Rotación externa** (Figura 35 inferior izquierda): su amplitud es de  $80^\circ$ , jamás alcanza los  $90^\circ$ . Esta amplitud total de  $80^\circ$  no se utiliza habitualmente en esta posición, con el brazo vertical a lo largo del cuerpo. Por el contrario, la rotación externa más empleada y por lo tanto la más importante desde el punto de vista funcional, es el sector comprendido entre la posición anatómica fisiológica (rotación interna  $30^\circ$ ) y la posición anatómica clásica (rotación  $0^\circ$ ).
3. **Rotación interna** (Figura 35 inferior derecha): su amplitud es de  $100^\circ$  a  $110^\circ$ . Para alcanzarla, se requiere necesariamente que el antebrazo pase por detrás del tronco, lo que asocia cierto grado de extensión al hombro. La libertad de este movimiento es indispensable para que la mano pueda alcanzar la espalda. Es condición indispensable para poder realizar la higiene perineal posterior. En cuanto a los primeros  $90^\circ$  de rotación interna, se asocian ineludiblemente con una flexión de hombro mientras que la mano quede por delante del tronco.

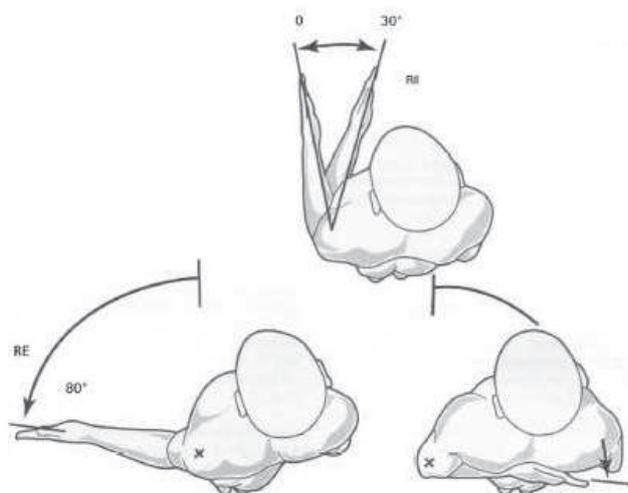


Figura 35: Movimientos de rotación voluntaria. Imagen tomada de [48].

### Flexoextensión horizontal

Se trata del movimiento del miembro superior (Figura 31) en el plano horizontal (Plano C, Figura 34) en torno al eje vertical, en torno a una sucesión de ejes verticales, ya que el movimiento se realiza no sólo en la articulación glenohumeral (Eje 4, Figura 28) sino también en la escapulotorácica.

1. Posición anatómica (Figura 31 central): el miembro superior está en abducción de  $90^\circ$  en el plano frontal.
2. Flexión horizontal (Figura 31 arriba), movimiento que asocia la flexión y la aducción de  $140^\circ$  de amplitud.
3. Extensión horizontal (Figura 31 abajo), movimiento que asocia la extensión y la aducción de menor amplitud,  $30 - 40^\circ$ .

La amplitud total de este movimiento alcanza casi los  $180^\circ$ . De la posición extrema anterior a la posición extrema posterior.

### El movimiento de circunducción

La circunducción combina los movimientos elementales en torno a los tres ejes (Figura 34). Cuando alcanza su máxima amplitud, el brazo describe el espacio de un cono irregular: el cono de circunducción. Su cúspide se sitúa en el centro teórico del hombro, su lado es igual a la longitud del miembro superior, pero su base, lejos de representar un cono regular, está deformada debido al tronco. El citado cono delimita en el espacio un sector esférico de accesibilidad, en cuyo interior la mano puede coger objetos sin desplazamiento del tronco, para llevárselos provisionalmente a la boca [48].

Los tres planos ortogonales de referencia (perpendiculares entre ellos) se cruzan en un punto localizado en el centro del hombro. Se denominan:

- ✓ **Plano sagital A**, conocido también como para-sagital, ya que el verdadero plano sagital pasa por el eje longitudinal del cuerpo. Se trata del plano de la flexión-extensión.
- ✓ **Plano frontal B**, paralelo al plano de apoyo dorsal, o coronal. Se trata del plano de aducción-abducción.
- ✓ **Plano transversal C**, perpendicular al eje del cuerpo. Se trata del plano de la flexoextensión horizontal, es decir, en el plano horizontal.

### 2.3.3. Modelo Denavit-Hartenberg del miembro superior

Una aproximación común y simple del modelo, es considerar el miembro superior como una cadena compuesta por tres cuerpos rígidos (brazo, antebrazo y mano), articulados y enlazados por articulaciones rotacionales ideales. Esta aproximación asume las siguientes suposiciones [68, 82]:

- ✓ El comportamiento mecánico del miembro superior respecto al tronco es independiente del resto del cuerpo.
- ✓ Dentro de cada segmento, los huesos y los tejidos blandos tienen movimientos similares al cuerpo rígido.
- ✓ La deformación de los tejidos blandos no afecta significativamente las propiedades mecánicas del segmento como un todo.

Considerando que el diseño robótico ergonómico debe utilizar la cinemática humana de modo que el robot y el humano sean cinemáticamente compatibles, por simplicidad, se asume un modelo de 7 GDL para el miembro superior que comprende [69, 82]:

- ✓ 3 GDL para el hombro (rotación interna-externa, abducción-aducción y flexión-extensión).
- ✓ 2 GDL para el codo (flexión-extensión y pronación-supinación).
- ✓ 2 GDL para la muñeca (aducción-abducción y flexión-extensión).

El primer paso para obtener el modelo D-H, es determinar los marcos de referencia de las coordenadas de acuerdo con la convención D-H para el miembro superior. Con el fin de permitir un marco de referencia base (común para ambos brazos) el sistema  $(X_0Y_0Z_0)$  se sitúa en el cuerpo a la mitad entre los hombros, a continuación se sitúan los correspondientes 3 marcos de referencia en el centro de rotación del hombro, posteriormente se colocan los 2 marcos de referencia en el centro de rotación del codo y la muñeca, finalmente el marco de referencia del efector final está situado en la punta de los dedos extendidos como se indica en la Figura 36, los parámetros D-H obtenidos del miembro superior se muestran en la Tabla 6 [82]):

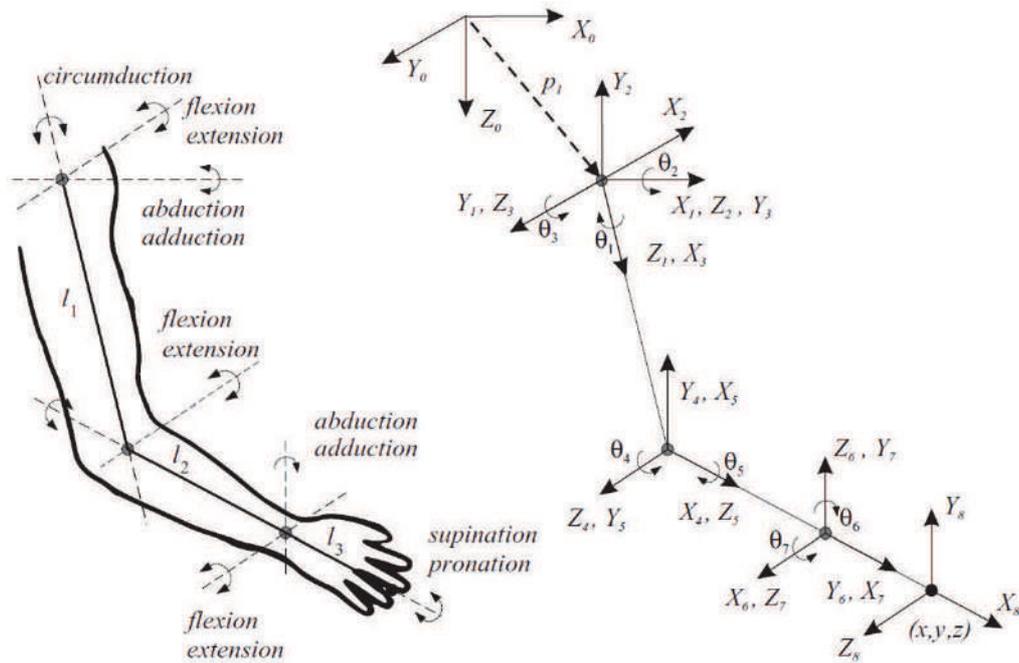


Figura 36: Notación D-H para el miembro superior. Imagen tomada de [82].

Tabla 6: Parámetros D-H del miembro superior. Tabla tomada de [82].

Articulación	Movimiento ( $\beta_i$ ).	$\theta_i$ .	$d_i$ .	$a_i$ .	$\alpha_i$ .
Base	-	0	$d_0$	$a_0$	0
Hombro	(-90) Rotación interna-externa (+90) $\beta_1$	$\beta_1 + 90^\circ$	0	0	$-90^\circ$
Hombro	(-180) Abducción-aducción (+50) $\beta_2$	$\beta_2 + 90^\circ$	0	0	$+90^\circ$
Hombro	(-180) Flexión-extension (+80) $\beta_3$	$\beta_3 + 90^\circ$	0	$l_1$	0
Codo	(-10) Extensión-flexión (+145) $\beta_4$	$\beta_4 + 90^\circ$	0	0	$+90^\circ$
Codo	(-90) Pronación-supinación (+90) $\beta_5$	$\beta_5 + 90^\circ$	$l_2$	0	$+90^\circ$
Muñeca	(-90) Flexión-extension (+70) $\beta_6$	$\beta_6 + 90^\circ$	0	0	$+90^\circ$
Muñeca	(-15) Abducción-aducción (+40) $\beta_7$	$\beta_7$	0	$l_3$	0

La rotación de un marco con respecto al anterior en la cadena cinemática corresponde a un GDL fisiológico. En articulaciones con múltiples GDL, como el hombro, hay varios marcos con el mismo origen. Esto es equivalente a considerar una cadena cinemática en la cual algunos de los eslabones tienen una longitud igual a cero. Estos son llamados eslabones virtuales (enlaces entre los marcos de referencia 1, 2 y 3). Los parámetros D-H presentados en la Tabla 6 dependen de los parámetros antropométricos del cuerpo humano. Siempre hay tantas variables como GDL, por lo que el modelo presentado tiene 7 variables para el modelo de brazo. El ángulo  $\theta_i$  alrededor del eje  $Z_i$  es la variable asociada con el  $i$ -ésimo GDL del modelo. El rango de movimiento para cada variable en el modelo,  $\theta_i$ , depende del rango fisiológico de movimiento para la correspondiente articulación anatómica,  $\beta_i$ . Para el rango fisiológico correspondiente a la articulación del hombro ver la subsección articulación del hombro. Los

parámetros  $a_i$  y  $d_i$  son las longitudes del segmento del cuerpo, que son constantes para cada individuo (ver la subsección "Dimensiones antropométricas de la población mexicana") [82].

Una vez establecidos los parámetros D-H, se puede resolver la cinemática del robot descrita en la subsección análisis cinemático.

#### 2.3.4. Redundancia cinemática en los exoesqueletos

Un tema importante en los exoesqueletos es la redundancia que se presenta, en el caso de manipuladores depende de la tarea. Un manipulador, por ejemplo un robot o una extremidad humana, es llamado cinemáticamente redundante si posee más grados de movilidad que los necesarios para realizar una tarea específica. La redundancia funcional describe una situación para la cual un manipulador dado tiene más variables espaciales  $n$  que variables espaciales de tarea,  $r$  ( $n > r$ ). Esto puede ocurrir en manipuladores con menos de seis grados de libertad ( $n < 6$ ) si la dimensión espacial de la tarea  $r$  está restringida con respecto al espacio cartesiano ( $m = 6$ ). Un manipulador se llama intrínsecamente redundante si el número de variables espaciales articulares que tiene es mayor que la dimensión del espacio operativo ( $n > m$ ). Todos los manipuladores que tienen siete o más GDL son intrínsecamente redundantes [82].

En la subsección anterior se propuso un modelo con 7 GDL para el miembro superior por lo cual es un sistema intrínsecamente redundante. Si se consideran otros grados de libertad, puede incluso modelarse con un mayor grado de redundancia. La mayoría de los exoesqueletos que interactúan con el miembro superior humano también son intrínsecamente redundantes, lo que facilita la interacción suave con el brazo humano [82].

La redundancia de un manipulador puede analizarse usando la ecuación diferencial (2.4), que correlaciona linealmente al espacio de velocidad de cada articulación del manipulador ( $\dot{q}$ ) con el espacio de velocidad del efector final ( $\nu$ ) a través de la matriz Jacobiana  $J$ :

$$\nu = J(q)\dot{q} \quad (2.4)$$

Los grados redundantes de movilidad de un manipulador redundante están determinados por la ecuación (2.5), donde  $n$  son las variables articulares y  $r$  son las variables espaciales para la tarea.

$$\delta = n - r \quad (2.5)$$

El Jacobiano es una función de la configuración instantánea del manipulador, en el caso en que el Jacobiano llegue a degenerarse, el manipulador se encuentra en una configuración singular, en tal caso la dimensión del espacio de alcance se reduce. Un manipulador no redundante pierde entonces la movilidad (no puede crear velocidades articulares que produzcan velocidades en el efector final). En una singularidad la dimensión del espacio nulo aumenta [82].

Un sistema redundante posee ventajas considerables gracias a la existencia permanente de un espacio nulo  $N(J)$ . Esto significa que existe una infinidad de soluciones al problema de la cinemática diferencial formulado en la ecuación (2.4) para configuraciones no singulares. En el caso de un sistema exoesqueleto acoplado al humano, la redundancia del exoesqueleto puede ser explotada para ajustar la postura geométrica del robot a la postura del brazo humano [82].

A pesar de las ventajas proporcionadas por los exoesqueletos redundantes, también se presentan una serie de desafíos, estos dependen principalmente de la estructura cinemática específica (parámetros D-H) del exoesqueleto y de la arquitectura de control a ser implementada por el desarrollador [82].

En el caso de manipuladores robóticos como extremidades humanas, la cinemática y dinámica se describen de la misma forma. Si se considera a un ser humano con un exoesqueleto, la cinemática total del sistema puede describirse como un lazo cinemático paralelo formado por dos cadenas seriales, una para el exoesqueleto y otra para el miembro humano. Ambas cadenas están unidas en la base y la punta, y a veces también en puntos intermedios, por ejemplo en el brazo y el antebrazo. Es importante que el espacio de trabajo del exoesqueleto y el brazo humano se superpongan [82].

En general, la mayoría de los exoesqueletos presentan al menos 7 GDL para lograr la destreza y agilidad de los movimientos del miembro superior, por ello se asume una alta redundancia en el brazo humano, siendo natural que también existan exoesqueletos con múltiples grados de redundancia. Algunas de las restricciones de seguridad de estos exoesqueletos además de estar unidos en el punto final y en el brazo y antebrazo (a fin de inducir exactamente las trayectorias articulares y conseguir redundancia natural), estas articulaciones deben ser alineadas para coincidir con las articulaciones humanas, coincidiendo los ejes del robot con los articulares. Además del rango de trabajo disponible, existen 2 efectos principales que vale la pena notar en la redundancia en un sistema humano-exoesqueleto [82]:

1. La redundancia del brazo humano y del exoesqueleto debe ajustarse de manera que los pares de accionamiento puedan ser entregados a las articulaciones humanas sin ambigüedad.
2. La telemanipulación bilateral, debe hacer coincidir la pose geométrica del exoesqueleto con la pose geométrica de un robot esclavo de control remoto, logrando que el control remoto del esclavo pueda ser óptimo. La postura geométrica del exoesqueleto y del robot remoto puede ser igualada usando el acoplamiento directo de articulación a articulación, pero sólo si el robot esclavo y el exoesqueleto son equivalentes cinemáticamente.

## 2.4. Control de la interacción humano-robot

Los enfoques básicos de control para el manejo de la interacción física humano-robot (pHRI por sus siglas en inglés) se pueden clasificar en dos grupos: control de anticipativo (feedforward) y control de retroalimentación (feedback). Los primeros ejecutan la acción de

control utilizando una estimación basada en modelos, para ello se requiere la capacidad de anticipar la acción necesaria para lograr la meta del sistema. Los errores en modelos o perturbaciones inesperadas sólo pueden ser manejados por sistemas de retroalimentación, debido a que el error se utiliza para determinar la acción de control, ver Figura 37. Ambos enfoques pueden ser implementados por varios tipos de estrategia de control como se muestra en la Figura 38 [82].

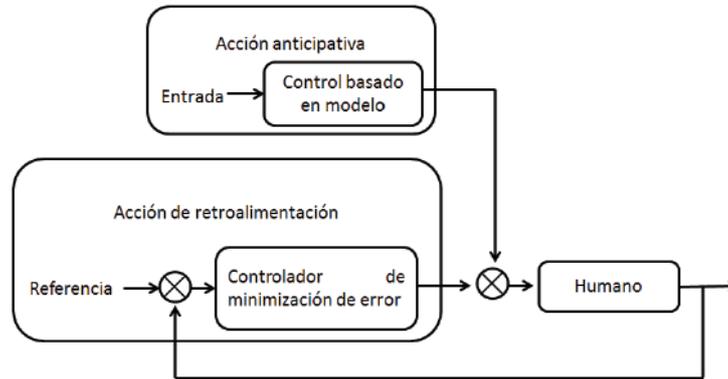


Figura 37: Representación esquemática de los conceptos de control anticipativo y por retroalimentación. Imagen tomada de [82].

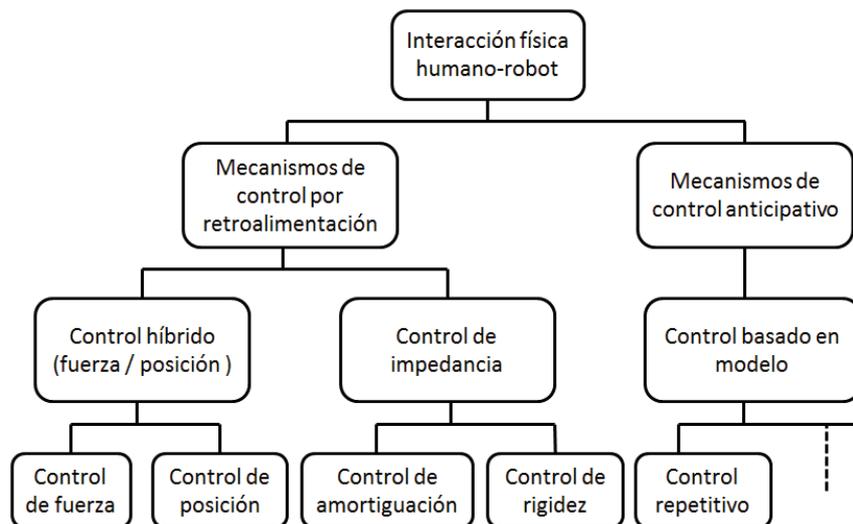


Figura 38: Estrategias fundamentales de control en la interacción Humano-Robot. Imagen tomada de [82].

Se han establecido y propuesto varios conceptos y esquemas de control para controlar la relación entre el movimiento del robot y la fuerza de interacción. De estos enfoques se destacan el control híbrido (fuerza/posición) y control de impedancia. En el control híbrido, la fuerza del efector final se controla explícitamente en direcciones seleccionadas y la posición se controla en las direcciones restantes. En el control de impedancia, se debe mantener una relación

estática o dinámica prescrita entre la fuerza y posición del robot. Esta es una generalización del control de amortiguamiento y de rigidez [82].

En robótica, el método más común para controlar las fuerzas de interacción entre el robot y el humano es el control de impedancia. Una de las principales ventajas de este control es que se puede implementar un comportamiento compatible del robot, produciendo una interacción física más natural y reduciendo el riesgo de daño. El control de impedancia es una estrategia para el movimiento restringido en lugar de un esquema de control concreto. La idea básica de este enfoque es tener un sistema de control en lazo cerrado cuya dinámica puede ser descrita matemáticamente por la ecuación (2.6):

$$F = M(\ddot{q} - \ddot{q}_0) + B(\dot{q} - \dot{q}_0) + K(q - q_0) \quad (2.6)$$

donde:  $M$ ,  $B$ , y  $K$  representan la inercia, el amortiguamiento y la rigidez del sistema interactivo, respectivamente [82].

Existe una combinación en lazo cerrado, de los sistemas de control dinámico: el sistema de control del humano y el controlador del robot (Figura 39). La cuestión clave en esta interacción es la capacidad de adaptación mutua entre los dos sistemas [82].

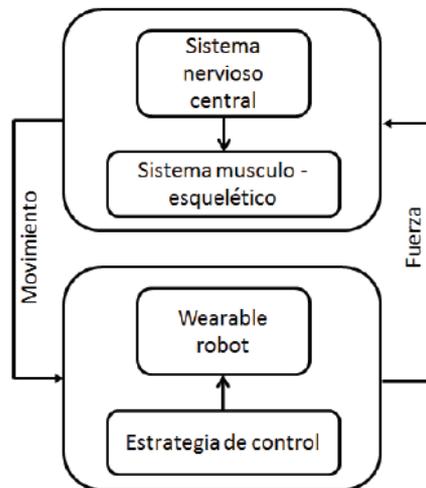


Figura 39: Lazo de interacción dinámica Humano-Robot. Imagen tomada de [82].

En rehabilitación, el exoesqueleto proporciona asistencia activa y pasiva en varias terapias, es por ello que se han desarrollado varios algoritmos de control que adaptan automáticamente la trayectoria de referencia y la impedancia del controlador al movimiento de entrenamiento de un paciente en particular. La implicación del control humano conduce inevitablemente a la actividad del paciente promovida durante el ejercicio y otorga una mayor motivación al mismo, en la Figura 40 se presenta un esquema de control de impedancia para un robot usable usado en rehabilitación: la referencia al controlador es la trayectoria definida por el fisioterapeuta, durante la fisioterapia el robot reproduce trayectorias específicas [82].

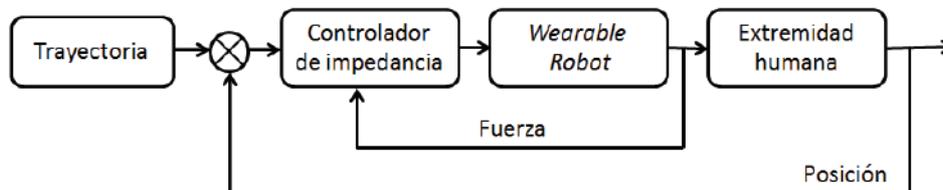


Figura 40: Esquema de control de impedancia para un robot usable para rehabilitación. Imagen tomada de [82].

En control se destacan dos principales problemas: la generación (planificación de movimiento) y el seguimiento de trayectorias, estas responden a un plan de movimiento que relaciona un punto inicial con uno final predeterminados, y se les denomina *trayectorias de referencia o nominales* y al control asociado se le conoce como *control de referencia o nominal*. Estos dos problemas son particularmente fáciles de resolver para la clase de sistemas no lineales llamados *sistemas diferencialmente planos* [54].

### Planificación y seguimiento de trayectorias

El seguimiento se refiere al diseño de una ley de control capaz de seguir la trayectoria de referencia incluso si algunas perturbaciones se presentan, por ello dicha ley de control debe tener en cuenta mediciones en línea u observaciones, a partir de las cuales se pueden deducir las desviaciones en cada momento con respecto a la trayectoria de referencia, estas observaciones son proporcionadas por sensores. La clase de controles que consideran las observaciones del estado del sistema, generalmente se denomina *controles de realimentación* o de *lazo cerrado* (ver Figura 37). Sin perturbaciones, el control coincide con su referencia, pero tan pronto como se detecta una desviación, la ley de control en lazo cerrado debe asegurar la convergencia del sistema a su trayectoria de referencia [54].

### Planitud diferencial

La propiedad de planitud diferencial esta presente en algunos sistemas dinámicos permitiendo la parametrización completa de las variables de los mismos (estados, entradas y salidas) en términos de un conjunto finito de variables independientes (salidas planas) y de un número finito de sus derivadas temporales, la salida plana corresponde a una variable interna del sistema. El número de componentes de la salida plana es igual al número de componentes del vector de entrada de control. La característica única de permitir una parametrización de todas las variables del sistema, hace de la planitud una herramienta de análisis que revela la naturaleza de cada variable del sistema en su relación aislada con un conjunto de variables de importancia central desde el punto de vista de la controlabilidad y observabilidad [54, 92].

La parametrización invertible, implicada en la definición de las salidas planas, genera una biyección local entre las soluciones de estado del sistema y las trayectorias arbitrarias en el espacio de la salida plana. Al especificar las trayectorias deseadas de las salidas planas, el

estado nominal y las trayectorias de entrada están completamente determinadas, sin resolver las ecuaciones diferenciales. Por lo tanto, la planitud permite, fuera de línea, comprobar y ajustar las características disponibles del comportamiento deseado a las restricciones de estado, entrada o salida, con relativa facilidad. La determinación de las salidas planas es en general difícil; ya que no existe un método sistemático para su determinación, excepto en el caso de sistemas lineales y sistemas no lineales afines de una entrada [92].

En este caso, el contexto de planitud se usa en el marco del álgebra diferencial, esta generalización involucra la idea del espacio y tiempo de las transformaciones de coordenadas (transformaciones de Lie) en los problemas de equivalencia de sistemas dinámicos y linealización por retroalimentación, el método se detalla en [24, 54, 92].

### Linealización por retroalimentación de sistemas no lineales

Se hace uso de la representación del sistema en variables de estado, mediante su forma no lineal afín descrita en el sistema de ecuaciones (2.7):

$$\begin{aligned} \dot{x} &= f(x) + g(x)u \\ y &= h(x) \end{aligned} \tag{2.7}$$

donde:

$x$  Pertenece a  $R^n$

$u$  Pertenece a  $R$

$f(x)$  y  $g(x)$  son funciones suaves  $R^n \rightarrow R^n$

Definición: Dados los vectores de campo  $f$  y  $g \in R^n$ . El corchete de Lie denotado por  $[f, g]$ , es un tercer vector de campo definido por (ecuación (2.8)):

$$[f, g] = \frac{\partial g}{\partial x} * f(x) - \frac{\partial f}{\partial x} * g(x) \tag{2.8}$$

donde:

$\frac{\partial g}{\partial x}$  y  $\frac{\partial f}{\partial x}$  denotan la matriz Jacobiana de  $g$  y  $f$ , respectivamente.

Se denotan también  $[f, g]$  como  $ad_f(g)$  y define  $ad_f^k g(x)$  inductivamente por (ecuación (2.9)):

$$ad_f^k g(x) = [f, ad_f^{k-1} g(x)] \tag{2.9}$$

con  $ad_f^0 g(x) = g(x)$

### Condiciones del teorema de Frobenius

1. La matriz de controlabilidad está dada por la ecuación (2.10):

$$Cont = (ad_f^0 g(x), ad_f^1 g(x), \dots, ad_f^{m-1} g(x)) = n \tag{2.10}$$

donde:  $n$  es el rango del sistema, y  $x \in x^0$ .

2. Involutividad del sistema (ecuaciones (2.11) y (2.12))

$$D = (ad_f^0 g(x), ad_f^1 g(x), \dots, ad_f^{n-2} g(x)) \quad (2.11)$$

$$D_{aumentada} = (ad_f^0 g(x), ad_f^1 g(x), ad_f^{n-2} g(x), [ad_f^0 g(x), ad_f^{n-2} g(x)]) \quad (2.12)$$

donde:  $D$  es el conjunto de vectores de campo.  $D$  es involutivo, si sus vectores de campo son linealmente independientes

Si se cumplen las dos condiciones del teorema de Frobenius, existe una salida plana para el sistema descrita por la ecuación (2.13):

$$\exists \frac{\partial h}{\partial x} [ad_f^0 g(x), ad_f^1 g(x), \dots, ad_f^{n-2} g(x)] = 0 \quad (2.13)$$

## 2.5. Terapia física y robótica de rehabilitación

### 2.5.1. Fisioterapia o terapia física

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS) fisioterapia es la técnica y ciencia del tratamiento a través de medios físicos, ejercicio terapéutico, masoterapia y electroterapia, además incluye la ejecución de pruebas eléctricas y manuales para determinar el valor de la afectación y fuerza muscular, pruebas para determinar las capacidades funcionales, la amplitud del movimiento articular y medidas de la capacidad vital, así como ayudas diagnósticas para el control de la evolución [78, 79].

### 2.5.2. Rehabilitación

La rehabilitación es la especialidad médica que engloba el conjunto de procedimientos médicos, psicológicos y sociales, dirigidos a ayudar a una persona a alcanzar el mayor potencial físico, psicológico, social, laboral y educacional compatible con su deficiencia fisiológica ó anatómica y limitaciones medioambientales, que intentan restablecer ó restaurar la salud. La rehabilitación actúa tanto en la causa de la discapacidad como en los efectos que se producen por la enfermedad, y se basa en el modelo biopsicosocial, para aumentar así la calidad de vida [36].

La rehabilitación médica interviene sobre los tres aspectos de la enfermedad que son:

- ✓ La deficiencia: conjunto de secuelas patológicas o físicas de un órgano o aparato que se producen por la enfermedad, (ejemplos, pérdida de una extremidad ó el déficit sensorial).

- ✓ La discapacidad: restricción o ausencia de función, secundario a la deficiencia, de la habilidad de una persona para realizar una tarea o actividad dentro de un rango que se considera humanamente normal, (ejemplos, trastorno de la marcha, o dificultad para vestirse).
- ✓ La pérdida de roles en relación a la discapacidad, como por ejemplo la pérdida de la actividad laboral o del puesto de trabajo.

El objetivo de los programas de rehabilitación es obtener el máximo nivel de independencia de sus pacientes, considerando sus capacidades y aspiraciones de vida [36].

La medicina física experimenta un auge debido a los avances tecnológicos y a cierta tendencia de reducir tratamientos farmacológicos, lo cual le abre nuevas perspectivas en el ámbito terapéutico así como el higiénico o preventivo [36].

### 2.5.3. Robótica de rehabilitación

Dentro de la robótica de rehabilitación surge una interacción doble entre el dispositivo y la persona (interfaz humano-robot) [82]. Esta interacción posee dos vertientes:

- ✓ Una interacción cognitiva en que la persona es capaz de controlar el robot mientras este último transmite una realimentación a la persona.
- ✓ Una interacción biomecánica relacionada con la aplicación de fuerzas controladas entre la persona y el robot.

La interacción cognitiva surge en los casos en que la persona genera comandos de control para utilizar el dispositivo o cuando este último genera cierta realimentación al usuario. La interacción biomecánica surge como una consecuencia directa en los dispositivos que, por ejemplo, compensan la actividad funcional en personas con patologías motoras.

Recientemente se plantea el desarrollo de dispositivos robóticos que forman un sistema simbiótico con la persona, en el cual las propiedades funcionales de cada uno se encuentran integradas en un entorno híbrido. En este caso, la interfaz, estructura mecánica y el control, deben estar basados en un modelo humano (bio-inspirado) que involucre las características cognitivas, físicas y sensoriales de la persona, y un modelo del sistema motor humano.

## 2.6. Conceptos de ergonomía

En [14] el objetivo de estudio de la ergonomía está constituido por las relaciones hombre-objeto-entorno, cuyos objetivos están enfocados a la optimización de la eficiencia de la acción humana. La obtención de datos antropométricos y su utilización coadyuda al incremento en la eficiencia, seguridad y comodidad en las actividades humanas. Los datos antropométricos confiables y los procedimientos técnicos de la ergonomía se convierten en poderosas herramientas disponibles hoy para la adecuación dimensional óptima de los productos de diseño al

hombre, ya que el ser humano se distingue por su variabilidad, debido a su evolución biológica y sociocultural.

La variabilidad antropométrica de una población está determinada principalmente por cuatro tipos de factores: (1) la herencia genética, (2) el sexo, (3) la edad y (4) las condiciones socioeconómicas, está representada por la curva estadística de distribución normal: indica cuáles son los datos mayores, menores y en promedio de un grupo de mediciones y el porcentaje de personas ubicadas en cada segmento de la curva (percentiles) [14].

La adecuación antropométrica debe considerar que las dimensiones críticas del puesto de trabajo se adapten al 90 % de la población de usuarios [14].

### 2.6.1. Tipos de dimensiones en antropometría

Las dimensiones del cuerpo humano que influyen en el desempeño de las personas son de dos tipos esencialmente [14]:

**Dimensiones estructurales** Son las dimensiones de las distintas partes o elementos estructurales del cuerpo, por ejemplo: estatura, longitud del brazo, longitud de la mano, perímetro de la cabeza, altura de la rodilla.

**Dimensiones funcionales** Son dimensiones que incluyen el movimiento y la acción de segmentos corporales en el espacio de trabajo, por ejemplo: zona de alcance funcional máximo de la mano, zona de alcance de comodidad y zona de alcance mínimo.

### 2.6.2. Espacio de trabajo

La mejor aproximación es hacer el espacio de trabajo ajustable, ya que no sólo los seres humanos varían sino también las situaciones de trabajo y las tareas, es por ello que la interrelación entre las personas, la tarea, la superficie de trabajo, el asiento, alcances y controles pueden diferir de persona a persona y de tarea a tarea, por ello todo lo alcanzable debe estar entre la línea del hombro y la de los codos [14].

Se deben considerar los siguientes principios al diseñar o evaluar cualquier espacio de trabajo [14]:

**Altura de la cabeza** Considerando a los más altos. Evitar la visión en ángulos estrechos.

**Altura de hombros** Colocar los controles entre la altura de hombros y la de cintura. Evita alcances arriba de la altura de los hombros.

**Altura de codo** Ajustar la superficie de trabajo normal inmediatamente debajo de la altura del codo. Para un trabajo preciso, levante la superficie arriba de la altura del codo y proporcione descansos para los antebrazos. Si el trabajo en la superficie implica el empleo de esfuerzos considerables, ubicar la altura de la superficie 5-10 cm por debajo

de la altura de los codos, así podrán emplearse mejor los brazos completos y una pequeña inclinación del tronco.

**Alcances de brazo** Considerar a los bajos de estatura cuando alcancen o saquen algún objeto de arriba. Considerar a los altos cuando alcancen cosas abajo. Mantener el trabajo frecuente dentro de la distancia del antebrazo.

**Altura del nudillo** Mantener las tareas de levantamiento entre la altura de los nudillos y los hombros.

**Longitud de pierna** Considerar a los de piernas largas para proporcionar holguras. Proporcionar ajuste de la altura del asiento o apoya pies para los de piernas cortas.

**Tamaño de la mano** Considerar a los de manos pequeñas para mangos o asideras. Considerar a los de manos pequeñas para las aberturas peligrosas. Considerar a los de manos grandes para aberturas y accesos.

**Masa corporal** Considerar a los más grandes. Adicione holguras para la ropa.

Los aspectos anteriores se consideran al momento de diseñar la estructura del exoesqueleto, así como para la ubicación de los controles estáticos del dispositivo.

### 2.6.3. Dimensiones antropométricas de la población mexicana

Para los datos antropométricos correspondientes al miembro superior así como sus percentiles, se consideran los publicados en [14], en donde se midieron un total de 8,228 sujetos en un rango de edad de 2 a 85 años, el muestreo fue por conveniencia, la definición de las dimensiones y el método para medir se basó en la "Técnica Antropométrica estandarizada" (Hertzberg H. T. E., 1968), dichos estudios muestran medidas antropométricas de los estados de Guadalajara, Ciudad de México, Guanajuato y la Zona fronteriza México-EUA, para rangos de población de 18 a 68 años.

Con base en los datos antropométricos, para el diseño del exoesqueleto se considera el rango de los percentiles 5 a 95 ya que se abarca el 90 % de la población, además se puede concluir que las medidas presentan gran variabilidad, sin embargo generalmente las personas mayores de 60 años presentan menor altura en comparación a las personas menores de 60 años por lo tanto sus alcances también son menores, y en lo referente a la anchura y longitudes de las extremidades presentan medidas mayores.

En las Tablas 7 y 8 se muestra un resumen de las medidas antropométricas correspondientes al sexo femenino y masculino respectivamente (los valores de las variables se expresan en cm, excepto el peso) ver Figura 41.

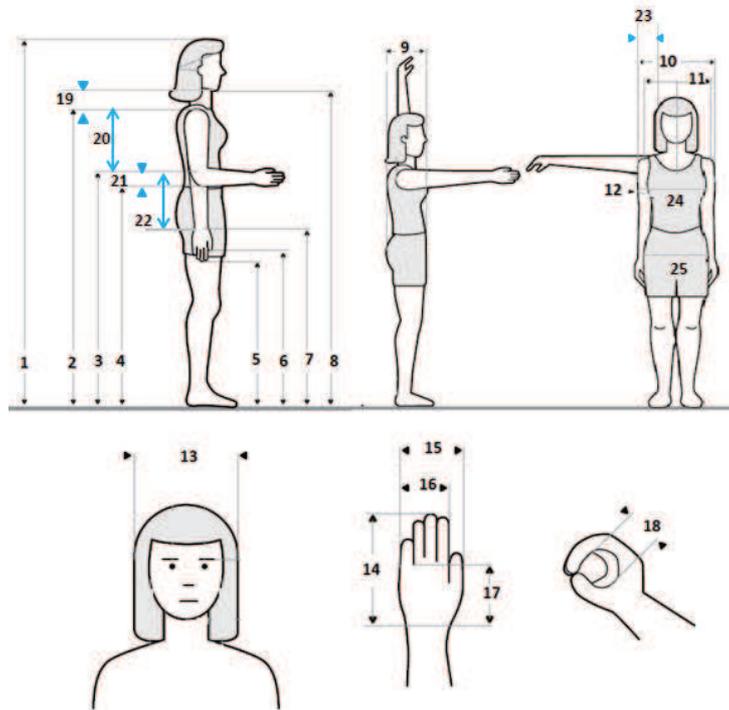


Figura 41: Dimensiones antropométricas del ser humano.

Tabla 7: Resumen: Medidas antropométricas de la población mexicana del sexo femenino.

Personas de sexo Femenino de 18 a 90 años				
Id	Dimensiones	Mínimo	Máximo	Rango
	Peso (kg)	40.5	86.6	46.1
1	Estatura	139.8	169.0	29.2
2	Altura al hombro	113.8	138.2	24.4
23	Altura hombro sentado	46.5	59.2	12.7
28	Altura poplítea	32.5	43.9	11.4
	Altura sentado	79.0	103.1	24.1
19	Distancia del hombro al menton (long. junta 1)	11.0	17.6	6.6
20	Longitud de brazo	24.3	48.7	24.4
21	Longitud codo-codo flexionado (long. junta 2)	4.6	8.1	3.5
22	Longitud de antebrazo	21.8	41.1	19.3
14	Longitud de la mano	15.4	28.2	12.8
17	Longitud palma mano	8.4	10.6	2.2
11	Diámetro máx. bideltoideo	36.1	49.6	13.5
10	Anchura máxima cuerpo	39.1	56.9	17.8
24	Diámetro transversal tórax	24.5	36.2	11.7
25	Diámetro bitrocantérico	25.6	40.7	15.1
	Anchura codos	36.7	58.7	21.9

23	Distancia anchura 10-13 (ancho junta 1)	11.05	16.7	5.65
15	Anchura de la mano	8.0	24.25	16.25
16	Anchura palma mano	6.7	8.4	1.7
9	Profundidad máx. cuerpo	19.7	38.6	18.9
12	Perímetro brazo	20.3	35.2	14.9
18	Diámetro empunadura	3.4	14.55	11.15

Tabla 8: Resumen: Medidas antropométricas de la población mexicana del sexo masculino.

Personas de sexo Masculino de 18 a 90 años				
Id	Dimensiones	Mínimo	Máximo	Rango
	Peso (kg)	48.7	97.3	48.6
1	Estatura	151.9	181.3	29.4
2	Altura al hombro	123.8	149.2	25.4
23	Altura hombro sentado	50.7	64.0	13.3
28	Altura poplítea	36.7	47.2	10.5
	Altura sentado	87.4	111.2	23.8
19	Distancia del hombro al menton (long. junta 1)	9.9	20.7	10.8
20	Longitud de brazo	30.27	55.67	25.4
21	Longitud codo-codo flexionado (long. junta 2)	2.93	11.8	8.87
22	Longitud de antebrazo	19.63	42.5	22.87
14	Longitud de la mano	8.7	26.6	17.9
17	Longitud palma mano	7.67	11.3	3.63
11	Diámetro máx. bideltoideo	39.69	54.4	14.71
10	Anchura máxima cuerpo	41.9	59.6	17.7
24	Diámetro transversal tórax	26.9	39.8	12.9
25	Diámetro bitrocantérico	28.4	40.1	11.7
	Anchura codos	39.9	62.0	22.1
23	Distancia anchura (ancho junta 1)	13.14	18.9	5.75
15	Anchura de la mano	8.3	10.85	2.55
16	Anchura palma mano	7.1	9.4	2.3
9	Profundidad máx. cuerpo	19.8	36.9	17.1
12	Perímetro brazo	21.6	32.4	10.8
18	Diámetro empunadura	2.87	4.71	1.84

Para adecuar el exoesqueleto a hombres y mujeres se consideraron las Tablas 7 y 8, obteniéndose como datos finales los mostrados en la Tabla 9.

Tabla 9: Resumen: Medidas antropométricas de la población mexicana ambos sexos.

Id	Dimensiones	Mínimo	Máximo	Rango
	Peso (kg)	40.5	97.3	56.8
1	Estatura	139.8	181.3	41.5
2	Altura al hombro	113.8	149.2	35.4
	Altura sentado	70.0	111.2	41.2
19	Distancia del hombro al menton (long. junta 1)	9.9	20.7	10.8
20	Longitud de brazo	24.3	55.67	31.37
21	Longitud codo-codo flexionado (long. junta 2)	2.93	11.8	8.87
22	Longitud de antebrazo	19.63	42.5	22.87
14	Longitud de la mano	8.7	28.2	19.5
17	Longitud palma mano	7.67	11.3	3.63
11	Diámetro máx. bideltoideo	36.1	54.4	18.3
10	Anchura máxima cuerpo	39.10	59.60	20.50
24	Diámetro transversal tórax	24.5	39.8	15.30
25	Diámetro bitrocantérico	25.6	40.7	15.1
	Anchura codos	36.7	62.0	25.3
23	Distancia anchura (ancho junta 1)	11.05	18.9	7.85
15	Anchura de la mano	8.0	24.25	16.25
16	Anchura palma mano	6.7	9.4	2.7
9	Profundidad máx. cuerpo	19.7	38.6	18.9
12	Perímetro brazo	20.3	35.2	14.9
18	Diámetro empunadura	2.87	14.55	11.68

#### 2.6.4. Seguridad y confiabilidad en sistemas robóticos

Con la finalidad de incrementar la seguridad del sistema robótico se deben considerar cada uno de los aspectos implicados en el diseño del mismo, por ejemplo: en el diseño mecánico la eliminación de bordes afilados puede reducir el riesgo de laceraciones, reducir la severidad de posibles impactos con un diseño mecánico que reduzca inercia y su propio peso utilizando materiales livianos pero rígidos, complementado con la presencia de componentes adecuados en la estructura, integrar el sistema con sensores que proporcionen una descripción coherente y fiable del entorno en el que se desenvuelve, y la más importante es la fusión de datos en un sistema de control adecuado y seguro.

Los conceptos de seguridad tradicionalmente se han basado en tres reglas [42]:

1. Redundancia en los sensores y en el control.
2. Componentes intrínsecamente seguros, es decir, que en caso de fallo, den lugar a una situación de fallo seguro.
3. Fiabilidad en el diseño.

## Normas estándares

La Organización Internacional para la Estandarización (ISO: International Organization for Standardization, por sus siglas en inglés) es una federación mundial que agrupa a representantes de cada uno de los organismos nacionales de estandarización, y que tiene como objeto desarrollar estándares internacionales que faciliten el comercio internacional. Las series de normas ISO abarcan distintos aspectos relacionados con la calidad.

Las Normas Oficiales Mexicanas (NOM) son regulaciones técnicas de observancia obligatoria expedidas por las Dependencias de la Administración Pública Federal, que establecen reglas, especificaciones, atributos, directrices, características o prescripciones aplicables a un producto, proceso, instalación, sistema, actividad, servicio o método de producción u operación, así como aquellas relativas a terminología, simbología, embalaje, marcado o etiquetado y las que se refieran a su cumplimiento o aplicación [90].

A continuación se destacan algunas normas aplicables a dispositivos médicos, dispositivos robóticos y a sus establecimientos.

- ✓ NORMA ISO 13485:2003.- Dispositivos médicos - Sistemas de gestión de la calidad - Requisitos para fines reglamentarios [93]. La edición actual es ISO 13485:2016 [95].

El objetivo principal de esta norma es facilitar la armonización de los requisitos legales y reglamentarios de los dispositivos médicos en los sistemas de gestión de calidad.

- ✓ NORMA ISO 13482.- Robots y dispositivos robóticos - Requisitos de seguridad para robots no industriales - Robots de cuidado personal no médico [94].

El objetivo principal de esta norma es facilitar los requisitos de seguridad para proveer protección al robot y a quien lo usa.

- ✓ NOM 241-SSA1-2012 Buenas prácticas de fabricación para establecimientos dedicados a la fabricación de dispositivos médicos [23].

El objetivo principal de esta norma es brindar claramente los requisitos que deben cumplir los procesos, la producción, el ensamblado, almacenamiento, control y distribución de un equipo médico.

## 2.7. Teorías de fallas

Para determinar la fiabilidad del diseño mecánico se hace uso de las teorías de fallas, ya que se debe de asegurar que cada parte de la máquina sea segura para trabajar en condiciones razonables previsibles, para ello es necesario hacer un análisis de esfuerzos, donde los valores calculados en las piezas se comparen con el esfuerzo de diseño, o con el valor permitido bajo condiciones de operación [73].

El análisis de esfuerzos se puede hacer en forma analítica o experimental, dependiendo del grado de complejidad de la pieza, el conocimiento de las condiciones de carga y las propiedades del material. El diseñador debe comprobar que el esfuerzo al que está sujeta una pieza sea seguro. La forma de calcular el esfuerzo de diseño depende de la manera de aplicar la carga y de la clase de material. Entre los tipos de carga se encuentran: estática, repetida e invertida, fluctuante, choque o impacto y aleatoria. Los tipos de materiales son muchos y variados, los metálicos se clasifican principalmente en dúctiles y frágiles [73].

Los factores principales a considerar cuando se especifica el tipo de carga para la cual una pieza de máquina se somete, son la variación de la carga y la variación resultante del esfuerzo en función del tiempo, los principales tipos de esfuerzos son [73]:

**Esfuerzo estático** Una pieza se somete a una carga aplicada lentamente, sin choque, y se mantiene a un valor constante, en este caso  $\sigma_{max} = \sigma_{min}$  y la relación de esfuerzos es  $R = 1,0$ .

**Esfuerzo repetido e invertido** Ocurre una inversión de esfuerzo cuando determinado elemento de un miembro portátil se somete a cierto valor de tensión, seguido por el mismo valor del esfuerzo de compresión, repitiéndose este ciclo miles de veces, en este caso  $\sigma_{min} = -\sigma_{max}$ , la relación de esfuerzos es  $R = -1,0$  y el esfuerzo promedio es cero.

**Esfuerzo fluctuante** Cuando un miembro portátil está sometido a un esfuerzo alternativo con promedio distinto de cero.

Todos los métodos de diseño deben definir la relación entre el esfuerzo aplicado sobre un componente y la resistencia del material con el que se va a fabricar, al considerar las condiciones de servicio. La base de resistencia para el diseño puede ser la resistencia de fluencia en tensión, compresión o cortante; la resistencia última en tensión, compresión o cortante; la resistencia a la fatiga, o alguna combinación de ellas. El objetivo del proceso de diseño es obtener un factor de diseño  $N$  adecuado (factor de seguridad) que garantice que el componente sea seguro. Esto es, la resistencia del material debe ser mayor que los esfuerzos aplicados [73].

Existen varios métodos distintos para predecir una falla, los factores que intervienen son: la naturaleza de la carga (estática, repetida e invertida o fluctuante), el tipo de material (dúctil o frágil) y la cantidad de actividad de diseño y análisis que se pueda justificar con la naturaleza del componente o producto que se diseñe, en la Tabla 10 se muestran los tipos de predicción de falla [73].

Tabla 10: Tipos de predicción de fallas. Tabla tomada de [73].

Método de predicción de falla	Empleos
Esfuerzo normal máximo	Esfuerzo estático uniaxial en materiales frágiles
Mohr modificado	Esfuerzo estático biaxial en materiales frágiles
Resistencia de fluencia	Esfuerzo estático uniaxial en materiales dúctiles

Método de predicción de falla	Empleos
Esfuerzo cortante máximo	Esfuerzo estático biaxial en materiales dúctiles [moderadamente conservador]
Energía de distorsión	Esfuerzo biaxial o triaxial en materiales dúctiles [buen método]
Goodman	Esfuerzo fluctuante en materiales dúctiles [un poco conservador]
Gerber	Esfuerzo fluctuante en materiales dúctiles
Soderberg	Esfuerzo fluctuante en materiales dúctiles [moderadamente conservador]

### Método de la energía de distorsión para esfuerzos estáticos biaxiales o triaxiales en materiales dúctiles

Se ha demostrado que el método de la energía de distorsión es el mejor estimador de la falla para materiales dúctiles bajo cargas estáticas o para esfuerzos normales, cortantes o combinados totalmente reversibles. Requiere la definición del nuevo término esfuerzo de Von Mises, representado por el símbolo  $\sigma'$ , que se puede calcular para esfuerzos biaxiales, con los esfuerzos principales máximo y mínimo  $\sigma_1$  y  $\sigma_2$  como se muestra en la ecuación (2.14) [73]:

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_1^2 + \sigma_2^2 - \sigma_1\sigma_2} \quad (2.14)$$

Se predice que existe falla cuando  $\sigma' > s_y$  ( $s_y$  resistencia de fluencia). En el método para el esfuerzo biaxial se requiere que el esfuerzo aplicado en la tercera dirección ortogonal  $\sigma_z$  sea cero [73].

Para diseñar se puede aplicar el factor de diseño  $N$  a la resistencia de fluencia, y entonces emplear la ecuación (2.15)

$$\sigma' < \sigma_d = \frac{s_y}{N} \quad (2.15)$$

de (2.15) se puede ver que el factor de seguridad es el mostrado en la ecuación (2.16):

$$N = \frac{s_y}{\sigma'} \quad (2.16)$$

## 2.8. Software empleado

Para el diseño y evaluación del dispositivo se hará uso de los siguientes paquetes computacionales: SolidWorks<sup>®</sup>, Matlab<sup>®</sup> y ADAMS VIEW<sup>TM</sup>, a continuación se describen las principales características de cada uno.

**SolidWorks<sup>®</sup> [2]:** Es un programa de diseño mecánico con el que se pueden crear geometrías 3D usando sólidos paramétricos, la aplicación esta enfocada al diseño de producto,

diseño mecánico, ensambles y dibujos para taller. SolidWorks® diseña de forma que va dejando un historial de operaciones para que se pueda hacer referencia a ellas en cualquier momento.

Tiene soluciones para industrias de plásticos, lámina delgada, eléctrica, simulación y análisis por elementos finitos, el programa incluye un módulo inteligente de detección de errores de diseño y módulos para diseño sustentable.

Se pueden diseñar piezas mecánicas en 3D, evaluar ensambles de varias piezas y producir dibujos de fabricación para el taller, además se pueden manejar los datos de diseño en su sistema de administración PDM (administración de datos de Producto) y llevar un control de las versiones de dibujos.

Al diseñar se puede evaluar el impacto ambiental del diseño, simular virtualmente las condiciones y análisis del diseño en situaciones reales y optimizar su desempeño. El programa está basado en un motor de modelado de sólidos y también contiene comandos de creación, edición de superficies complejas, además es asociativo entre los modelos 3D y sus dibujos.

SolidWorks® se puede aplicar en diseño mecánico, sistemas mecatrónicos, cinemática, ensambles robóticos, diseño automotriz y aeroespacial, biomecánica, diseño de dispositivos médicos, etc.

Sus diferentes módulos son:

- ✓ SolidWorks Premium para diseño de producto 3D.
- ✓ SolidWorks Simulation para análisis y simulación.
- ✓ SolidWorks Sustainability para diseño sustentable.

**Solidworks Simulation [31]:** es una herramienta de validación de diseño que permite simular el comportamiento de piezas y ensamblajes mediante la aplicación del Análisis por Elemento Finito (FEA por sus siglas en inglés). Su uso permite estudiar el comportamiento mecánico y térmico de un modelo de pieza o ensamblaje bajo ciertas condiciones de servicio sin necesidad de crear un prototipo físico real del mismo. Los estudios disponibles son: análisis estático, estudio de frecuencia, pandeo, térmico, caída, fatiga, diseño de recipiente a presión y dinámica no lineal o lineal.

Con SolidWorks® se pueden diseñar productos y con SolidWorks Simulation se puede validar el correcto funcionamiento de los mismos, reduciendo el coste de los ensayos y el tiempo de lanzamiento.

En este caso únicamente se utilizará el análisis estático, el cual permite conocer cómo se deforma el modelo ensayado bajo la acción de las cargas y cómo éstas se transmiten a través del mismo. El análisis calcula los desplazamientos, las deformaciones unitarias, las tensiones y las fuerzas de reacción que se producen sobre el modelo estudiado cuando se somete a la acción de cargas y a unas restricciones de movimiento (sujeciones).

La simulación permite evaluar el Factor de Seguridad (FS) y rediseñar el modelo para evitar el fallo en las zonas en las que se tienen elevadas tensiones. Un FS inferior a la unidad indica una falla del material. La falla del material se representa con color rojo al post-procesar, un FS mayor a la unidad indica que el modelo se encuentra sometido a bajas tensiones y tiene la posibilidad de eliminar material al reducir su peso (optimización).

El análisis estático se realiza mediante la aplicación de un sistema de ecuaciones lineales de equilibrio en cada uno de los elementos finitos establecidos por el mallado del sólido. El cálculo inicial del análisis determina los desplazamientos de cada uno de los nodos. A continuación calcula la deformación unitaria y las tensiones para cada uno de los puntos, en la Figura 42 se muestra el esquema de las etapas del análisis, inicialmente se debe realizar el mallado del modelo a analizar, definir las propiedades mecánicas del material, las restricciones de movimiento y las cargas a las que se desea someter el modelo, el cálculo de la tensión se realiza inicialmente en los llamados puntos gaussianos o de cuadratura que se localizan en el interior de cada uno de los elementos y a continuación se extrapola el resultado a cada uno de los nodos.

**Matlab®:** Es una herramienta de software matemático que ofrece un entorno de desarrollo integrado (IDE) con un lenguaje de programación propio (lenguaje M). Está disponible para las plataformas Unix, Windows, Mac OS X y GNU/Linux [67].

Algunas características son:

- ✓ Lenguaje de alto nivel para la computación científica y de ingeniería.
- ✓ Entorno de escritorio sintonizado para la exploración iterativa, el diseño y la resolución de problemas.
- ✓ Interfaces para C/C++, Java®, .NET Python®, SQL y Microsoft®Excel®.
- ✓ Un amplio conjunto de funciones matemáticas incorporadas para el análisis ingenieril científico.
- ✓ Funciones de trazado en 2D y 3D que permiten visualizar y comprender los datos, así como comunicar los resultados.
- ✓ Las aplicaciones de MATLAB® permiten realizar tareas de ingeniería comunes sin necesidad de programar. Visualizar el trabajo de diferentes algoritmos con datos propios, y repetir hasta lograr los resultados deseados.

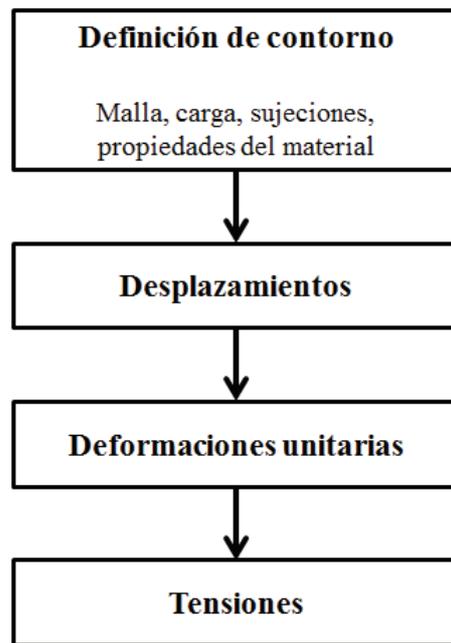


Figura 42: Etapas en la realización de un análisis.

**Matlab-Simulink**®: es un entorno de diagrama de bloques para la simulación multi-dominio y diseño basado en modelos. Es compatible con la simulación, generación automática de código, pruebas continuas y verificación de sistemas embebidos.

Simulink ofrece un editor gráfico, bibliotecas de bloques personalizables y solucionadores para el modelado y simulación de sistemas dinámicos. Se integra con MATLAB®, lo que le permite incorporar algoritmos de MATLAB® en los modelos de simulación y los resultados de exportación a MATLAB® para su posterior análisis.

**ADAMS VIEW<sup>TM</sup> [70]**: Ayuda a estudiar la dinámica de las piezas en movimiento, así como las cargas y fuerzas que se distribuyen a lo largo de los sistemas mecánicos. Mejora la eficiencia de la ingeniería y reduce los costes de desarrollo de productos, permitiendo la validación inicial de diseño a nivel de sistema. Los ingenieros pueden evaluar y gestionar las complejas interacciones entre disciplinas, incluyendo el movimiento, las estructuras, el accionamiento y controles para optimizar mejor los diseños de productos para el rendimiento, la seguridad y el confort.

Es un programa computacional enfocado al análisis dinámico de sistemas multicuerpos, cuyo principal objetivo es resolver problemas no lineales, y sus capacidades se pueden extender mediante el uso de co-simulaciones con otros paquetes computacionales.



# Capítulo

## 3. Diseño del exoesqueleto

---

### 3.1. Introducción

Para el desarrollo del presente proyecto se propone el uso de una adaptación de la metodología de diseño mecatrónico de robots [86].

En [86] se establece una metodología basada en la ingeniería concurrente (CE por sus siglas en inglés), los sistemas de diseño asistido por computadora (CAD por sus siglas en inglés) y la ingeniería asistida por computadora (CAE por sus siglas en inglés). Se identifican y describen tres tareas fundamentales: (1) modelado matemático de la cinemática del robot, y modelado gráfico computarizado de la configuración, (2) simulación gráfica del funcionamiento y de la acción de control (3) e integración de las tecnologías que constituyen el nuevo producto mecatrónico.

La CE emergió como una tendencia en el diseño y manufactura automatizados de nuevos productos en Sistemas Flexibles de Manufactura (FMS por sus siglas en inglés), cuyo objetivo es reducir los tiempos en el diseño y la manufactura por superposición de actividades [86].

En el diseño mecatrónico hay una integración sinérgica de los sistemas, mecánicos, eléctricos - electrónicos y computarizados como un todo, en donde los diseñadores de cada área intervienen en todas las etapas del diseño. Esta sinergia es generada por la combinación correcta de los parámetros, de tal manera que el diseño final del producto es tan bueno como la suma de las partes que lo componen. Los productos mecatrónicos muestran características de funcionamiento tan buenas, imposibles de lograr sin esta combinación sinérgica [86].

Los sistemas CAD son usados en el proyecto mecatrónico para el modelo gráfico y simulación del movimiento del robot en 3D, están constituidos por comandos y su flexibilidad les permite encontrar variantes para crear y editar los modelos geométricos. Tienen tres tipos de herramientas para los modelos: en mallas, en superficies y en sólidos [86].

La CAE define una tecnología en donde la computadora es herramienta fundamental para la solución de tareas en ingeniería como análisis, diseño, producción y control. El diseño y la manufactura asistidos por computadora CAD/CAM son tecnologías computarizadas que han permitido la automatización del dibujo, diseño y manufactura [86].

### 3.2. Descripción de la metodología de diseño mecatrónico de robots

La tarea de modelado toma como base el modelo matemático de la cinemática y de la dinámica del robot, es decir, el conjunto de ecuaciones diferenciales ordinarias que representan el comportamiento del movimiento del robot. Estas ecuaciones diferenciales son no lineales. El modelamiento significa también la representación gráfica en sistema CAD de la configuración del robot [86].

La tarea de simulación analiza el comportamiento de la cinemática del robot y de las diferentes estrategias de control para seleccionar la de mejor comportamiento. La tarea de integración significa el acoplamiento de los sistemas mecánicos, eléctricos - electrónicos y computarizados para configurar un nuevo producto mecatrónico. El diagrama de la Figura 43 muestra en bloques la metodología de diseño mecatrónico de robots industriales para el desarrollo de estas tres tareas [86].

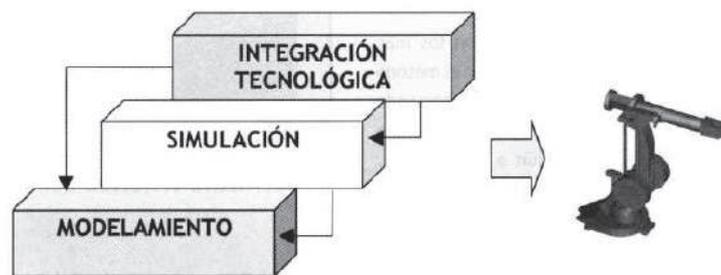


Figura 43: Metodología de diseño mecatrónico de robots industriales. Imagen tomada de [86].

#### 3.2.1. Modelado

Antes del modelado en sistema CAD y el modelado matemático de la cinemática del robot, pueden considerarse tres tareas preliminares: reconocimiento de una necesidad, diseño conceptual y especificaciones funcionales [86].

**Reconocimiento de una necesidad** Inicialmente hay que definir el ambiente de aplicación o desarrollo del robot, considerar su estructura adecuada y calcular su volumen o espacio de trabajo.

**Diseño conceptual y especificaciones funcionales** Definido el ambiente del robot y su tarea, se especifican sus condiciones de funcionamiento, distancias entre puntos de posicionamiento, velocidad y aceleración en los movimientos, cargas a transferir, aproximación a la estructura definitiva, análisis de materiales para los elementos, análisis de la sección de los elementos, análisis de esfuerzos, ubicación de los motores y transmisiones, diseños de guías para articulaciones prismáticas, establecer rango de las variables en las articulaciones, planear tamaño del robot y cálculo del espacio de trabajo. Con todos estos factores se llega a un bosquejo esquemático del robot requerido.

**Modelo matemático** También llamado modelo de la dinámica del robot, es un conjunto de ecuaciones diferenciales ordinarias con las cuales se puede predecir el comportamiento del robot. Implica, asignación de las coordenadas de las articulaciones, obtención de los parámetros de Denavit - Hartenberg, análisis de la cinemática directa e inversa, cálculo del Jacobiano geométrico y análisis de la dinámica con la formulación de Lagrange - Euler o con la de Newton - Euler.

**Modelo y diseño estructural con sistema CAD y CAE** El diseño estructural significa definir la estructura básica del robot, seleccionar los materiales de sus elementos, definir la sección de los elementos, definir el mecanismo en las articulaciones, analizar las cargas estáticas y dinámicas, analizar los momentos y las inercias. También, el diseño estructural implica configurar un modelo virtual mediante el sistema CAD y análisis con sistema CAE.

**Selección de motores, transmisiones y sensores** Conocido el modelo de la dinámica del robot, se pueden calcular los pares torsionales y fuerzas en las articulaciones. Con esta información se seleccionan los motores de catálogos comerciales y se diseñan o seleccionan las transmisiones. Al llegar a este paso ya se tienen definidas las variables a controlar, por lo que se pueden seleccionar los sensores correspondientes. Conocidos los sensores puede obtenerse su modelo matemático para representarlo en diagrama de bloques e integrarse al sistema de control. En el primer paso se ha definido la función del robot y ahora se procede a seleccionar o diseñar su mecanismo.

**Optimización del diseño.** Se realizan las pruebas necesarias y se ajustan los parámetros y variables del robot para maximizarlos o minimizarlos.

### 3.2.2. Simulación

El modelo del prototipo en sistema CAD y el modelo matemático de la cinemática son básicos para observar el comportamiento del robot antes de implantarse en la realidad y hacer los ajustes que correspondan.

**Simulación gráfica.** Significa la visualización en una estación computarizada de la animación del sistema de control del robot para conocer su comportamiento ante diferentes acciones de control. Para tal efecto se emplea software especializado de simulación de robots.

**Optimización del funcionamiento.** Con base en la simulación anterior se optimizan los parámetros del robot y de sus componentes. Si las pruebas arrojan resultados que predicen el buen comportamiento de los componentes y satisfacen los requerimientos funcionales, significa que puede desarrollarse la tercera tarea de la metodología sin abandonar completamente las dos anteriores.

### 3.2.3. Integración tecnológica

La integración tecnológica significa el acoplamiento de todos los sistemas físicos mecánicos, eléctricos, electrónicos y computarizados para configurar una nueva entidad mecatrónica con características definidas, para un robot. La metodología antes detallada se muestra en la Figura 44.

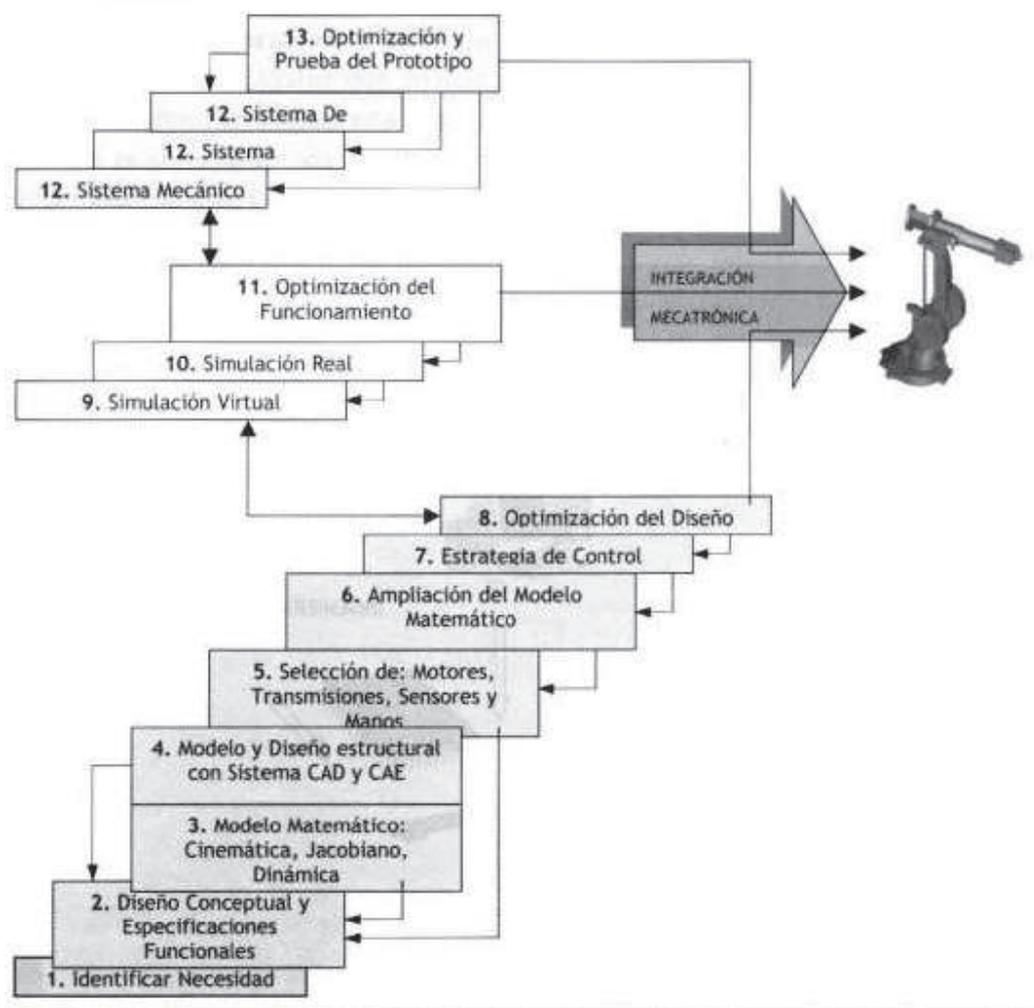


Figura 44: Metodología de diseño mecatrónico de robots en detalle. Imagen tomada de [86].

El presente proyecto solo cumple con los pasos: (1) Identificar la necesidad, (2) Diseño conceptual y especificaciones funcionales, (3) Modelado matemático: cinemática, Jacobiano,

dinámica, (4) Modelo y diseño con sistema CAD y CAE, (9) Simulación virtual y construcción de la estructura mecánica.

### 3.3. Implementación de la metodología de diseño

A continuación se desarrolla el diseño del exoesqueleto siguiendo las etapas de la metodología descrita en la sección anterior.

#### 3.3.1. Reconocimiento de la necesidad

De acuerdo con el reporte del Banco Mundial sobre discapacidad presentado en 2015 [8], alrededor del 15 % de la población mundial (cerca de 1000 millones de personas) experimenta alguna forma de discapacidad, siendo los países en desarrollo los más afectados por esta problemática.

De acuerdo con el censo 2010, en México, los índices de personas con discapacidad son: el 58.3 % de la población presenta discapacidad para caminar o moverse, en los resultados del mismo censo se muestra que la población con mayores índices de discapacidad son los adultos: 5.1 por ciento para hombres y 4.6 por ciento para mujeres, en el caso de adultos mayores: 25.1 por ciento para hombres y el 27.3 por ciento para mujeres [45], con base en estas cifras el proyecto está orientado para personas adultas. Estos datos fueron corroborados por el fisioterapeuta Rubén López Ramírez, del DIF municipal de Huajuapán de León, Oaxaca, quien manifestó que debido al número de pacientes en la institución, es necesario contar con equipo que ayude en las terapias para ofrecer un mejor servicio, además de cumplir con la demanda requerida ya que se podría atender a más de un paciente a la vez y ofrecer terapias más frecuentemente.

Actualmente la mayoría de terapias físicas son fisioterapeuta-paciente, sin embargo, se presentan algunos problemas en la rehabilitación; para el caso del paciente, las terapias son costosas y el tiempo de recuperación es largo, y para el especialista presenta problemas de eficiencia, ya que al realizar terapias repetitivas y diferentes durante un periodo de tiempo prolongado, no se realizan de manera óptima a cada paciente (debido al desgaste físico). Además no cuenta con medidas fiables del deterioro del miembro a rehabilitar ni con medidas para evaluar el progreso de la rehabilitación implementada.

Para reducir estos problemas se plantea el desarrollo del diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación del hombro, dirigido a personas adultas que presenten pérdida parcial de la movilidad de la extremidad superior. Su principal objetivo es lograr la reintegración de los pacientes a sus actividades cotidianas, ya sea a través de asistencia o reeducación.

### 3.3.2. Diseño conceptual y especificaciones funcionales

Un concepto es una descripción de la forma, función y características de un producto, y por lo general está acompañado por un conjunto de especificaciones, un análisis de productos de la competencia y una justificación económica del proyecto. El proceso de desarrollo de concepto incluye las siguientes actividades [103]:

1. Identificar las necesidades del cliente.

En la Tabla 11, se enumeran de acuerdo a su importancia relativa cada uno de los requerimientos manifestados por 6 fisioterapeutas del DIF municipal de Huajuapán de León, así como de una clínica de rehabilitación de la ciudad de Puebla; en cada uno de los requerimientos se pidió calificar la importancia que tienen en el diseño del exoesqueleto, para establecerla los encuestados calificaron de 1 a 5 la importancia de cada punto, donde 1 significa importancia nula y 5 importancia muy alta.

Tabla 11: Requerimientos del cliente y su importancia relativa.

Núm.	Requerimiento	Imp. relativa
1	Permitir el movimiento de flexión - extensión del hombro.	5.0
2	Permitir el movimiento de aducción - abducción del hombro.	5.0
3	Permitir el movimiento de rotación interna - externa del hombro.	4.8
4	Permitir el movimiento de flexión - extensión del codo.	4.6
5	Fácil de usar para el especialista.	4.8
6	Fácil de colocar en el usuario (paciente).	5.0
7	Flexibilidad de colocación del exoesqueleto en el usuario (paciente).	5.0
8	Tiempo corto para colocar el exoesqueleto en el usuario (paciente).	4.8
9	Brindar comodidad.	4.8
10	Brindar seguridad para el paciente y para el especialista.	5.0
11	Longitud variable del brazo (Ajuste de longitud del brazo).	5.0
12	Ajuste al ancho del brazo.	5.0
13	Ajuste a la localización de las articulaciones.	5.0
14	Ajuste a la altura del hombro.	5.0
15	Útil para brazo derecho e izquierdo.	5.0
16	Control confiable (rutinas predefinidas y rutinas variables)	5.0
17	Material del que esta hecho el exoesqueleto.	4.6
18	Uso de materiales ligeros.	4.6
19	Tipo de terapia: Activa y/o pasiva.	4.6
20	Postura preferencial del usuario (paciente): De pie, sentado y/o acostado.	5.0
21	Piezas estándares	4.8
22	Costo del equipo	5.0

De acuerdo a la Tabla 11 se consideran requerimientos primarios, secundarios y terciarios, los cuales presentan una importancia relativa de 5, 4.8 y 4.6 respectivamente, en este caso

se consideran como obligatorios a los calificados con importancia de 5 y a los restantes se les considera como deseables.

## 2. Establecer especificaciones objetivo.

Para establecer estas especificaciones y así satisfacer las necesidades del cliente, se realizó una tabla comparativa de los dispositivos comerciales que ofrecen rehabilitación del miembro superior específicamente para el hombro (ver Tabla 12).

Tabla 12: Comparativa de la competencia basada en métricas.

Dispositivo / Métrica	Armeo Power	Armeo Spring	Armeo Spring Pediatric	Armeo Boom	Fisiotek	Timón para hombro	Jace S600	Jace S603
Angulo flexión y extensión hombro [°]	40°-120°	P	P	P	Flexión= 0°-180°	P	-30°-0°-100°	NE
Angulo aducción y abducción hombro [°]	-169°-50° (abd)	P	P	P	0°-180° (abd)	P	40°-110°	30°-175°
Angulo Rotación interna- externa hombro [°]	0° - 90°	P	P	P	90°-0°-90°	P	60°-0°-70°	90°-0°-90°
Angulo flexión y extensión codo	0° -100°	Flexión	Flexión	P	NP	NP	NE	NE
Longitud del brazo [cm]	25-34	22-31	15,5-23,5	NP	NP	NP	≈20-32	≈ 20-32
Ajuste de perímetro del brazo y antebrazo	P	P	P	P	P	P	P	P
Altura al hombro del paciente [cm]	85-125	85-125	85-125	60-90	NE	P	45-70	58-88
Edad de pacientes	Adultos	Adultos	Niños de 4-12 años	Adultos	NE	NE	Adultos	Adultos
Mecanismos de transporte	Móvil	Móvil	Móvil	Móvil	Móvil	Fijo a la pared	Móvil	Móvil
Postura del paciente durante la terapia	*Sentado y supino	*Sentado y supino	*Sentado y supino	Sentado con flexión del hombro a 60 °	Sentado y supino (abducción y rotación).	NE	Sentado	Sentado
Peso del paciente	135 kg	NE	NE	NE	NE	NE	NE	NE

P=permitido, NP= no permitido, NE=No especificado

Se establecieron métricas para establecer un valor medible y la relación para cada requerimiento del cliente, estos últimos se dividieron en dimensionales y funcionales, donde los primeros corresponden a la antropometría de la población adulta mexicana y los segundos a los rangos de movimiento que presenta el ser humano para la extremidad superior, para cada tipo de requerimiento se establecieron valores objetivo ideales (el mejor resultado que se puede esperar) y marginalmente aceptables (valor que apenas hace viable el producto desde el punto de vista comercial), en el caso de los valores ideales comprenden el rango completo de los datos antropométricos mostrados en la Tabla 9 así como del rango completo de movimientos de la extremidad, y para los marginalmente aceptables se consideró el promedio del rango de los mismos valores, en las Tablas 13 y 14 se muestran los resultados.

Tabla 13: Parámetros dimensionales.

Parámetro.	Valor marginal.	Valor ideal.
Peso (kg)	<68.9	<97.3
Estatuta (cm)	<160.5	<181.3
Altura al hombro (cm)	<131.5	<149.2
Longitud de brazo (cm)	24.3 - 39.9	24.3 - 55.67
Longitud de la mano (cm)	8.7 - 18.4	8.7 - 28.2
Anchura máxima cuerpo (cm)	39.1 - 49.3	39.1 - 59.60
Profundidad máx. cuerpo (cm)	19.7 - 29.1	19.7 - 38.6
Perímetro brazo (cm)	20.3 - 27.7	20.3 - 35.2

Tabla 14: Parámetros funcionales.

Parámetro.	Valor marginal.	Valor ideal.
Ángulo de flexión (deg) del hombro	90	180
Ángulo de extensión (deg) del hombro	23-25	45-50
Ángulo de aducción del hombro	30-23	30-45
Ángulo de abducción del hombro	90	180
Ángulo de rotación interna del hombro	15	30
Ángulo de rotación externa del hombro	40	80
Tiempo de programación de la rutina en ángulos de movimiento (seg)	180	120
Tiempo para colocar el exoesqueleto (seg)	300	180
Edad de pacientes (años)	>40	>20
Peso máximo soportado por el paciente (kg)	5	5
Tiempo de ensamble/desensamble para mantenimiento (seg)	3600	1800
Rehabilitación de hombro	Derecho o izquierdo	Derecho e izquierdo
Fácil uso y transporte	-	-

### 3. Generación de conceptos.

En este caso, el problema completo consiste en diseñar un exoesqueleto para rehabilitación de hombro. Para generar los conceptos de solución del mismo, se realizó una búsqueda interna y externa y se descompuso el problema general en subproblemas más sencillos. A continuación se usan tablas de combinación de conceptos para explorar de manera sistemática el espacio de conceptos de solución y para integrar las soluciones del subproblema en una solución total.

Las tareas que debe de realizar el exoesqueleto, se muestran a continuación:

- ✓ Ajustar la altura al hombro.
- ✓ Ajustar la longitud del brazo.

- ✓ Ajustar el perímetro del brazo.
- ✓ Mecanismo para brazo derecho-izquierdo.
- ✓ Fijar estructuras deslizables en la posición adecuada.

La Tabla 15 muestra la combinación de conceptos tomados en cuenta para la realización de cada tarea.

Tabla 15: Tabla de combinación de conceptos.

Ajuste de altura al hombro.	Ajustar la longitud del brazo.	Ajustar el perímetro del brazo	Mecanismo para brazo derecho-izquierdo.	Fijar estructuras deslizables en la posición adecuada.
<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Guía y motor lineal.</li> <li>✓ Columnas telescópicas.</li> <li>✓ Pernos.</li> <li>✓ Poleas y cables.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Husillo.</li> <li>✓ Pernos.</li> <li>✓ Barras telescópicas.</li> <li>✓ Guía lineal.</li> <li>✓ Poleas y cables.</li> <li>✓ Eslabones articulados.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Correas ajustables.</li> <li>✓ Velcro.</li> <li>✓ Abrazaderas.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Bisagra.</li> <li>✓ Piezas desmontables.</li> <li>✓ Cambio de posición manual.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Tornillería.</li> <li>✓ Abrazaderas.</li> <li>✓ Cables.</li> </ul>

#### 4. Selección del concepto.

Esta etapa consistió en evaluar los conceptos generados para cada tarea con respecto a las necesidades del cliente, tomando como principales los siguientes puntos:

- ✓ Ser preciso en el ajuste dimensional y funcional; ya que para brindar seguridad y evitar laceraciones a los pacientes, es necesario que el dispositivo se adapte a cada paciente.
- ✓ Fácil de operar tanto para el especialista como para el paciente; ya que los tiempos de terapia son cortos y además, se debe facilitar la interacción humano-robot.
- ✓ Facilidad de manufactura; para tener bajos costos de fabricación.
- ✓ Sencillez de operación de los mecanismos.
- ✓ Uso de piezas estándares.

A continuación se muestran los conceptos seleccionados para cada tarea:

- ✓ Ajuste de altura al hombro.
  - Guía y motor lineal.
  - Columnas telescópicas.
- ✓ Ajustar la longitud del brazo.
  - Pernos.
  - Eslabones articulados.
- ✓ Ajustar el perímetro del brazo.
  - Correas ajustables.
  - Bandas de velcro.
- ✓ Mecanismo para brazo derecho-izquierdo
  - Piezas desmontables.
  - Cambio de posición manual.
- ✓ Fijar estructuras deslizables en la posición adecuada.
  - Tornillería.
  - Abrazaderas.

Una vez seleccionados estos conceptos, se realizan sus respectivos análisis y pruebas para determinar el diseño conceptual final.

### Diseño conceptual final

A continuación se describen las partes con las que cuenta el dispositivo (ver Figura 49):

**Base móvil** Para el transporte del dispositivo se usa una estructura sobre 4 ruedas tipo castor con seguro, la cual se fija mediante pernos a la base inferior de la columna telescópica. Esta estructura al ser rodante puede situarse en cualquier lugar dentro del centro de rehabilitación y deberá ser capaz de soportar el peso del dispositivo en reposo y en funcionamiento. La implementación de esta base hace que el dispositivo sea portátil (ver Figura 45).

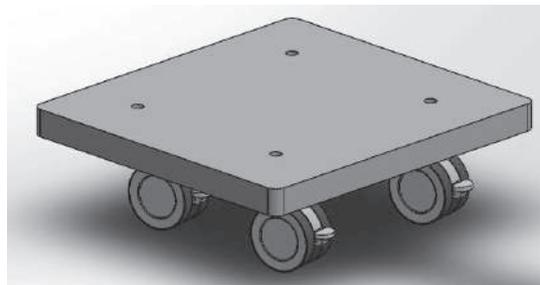


Figura 45: Base móvil del dispositivo.

**Ajuste de altura al hombro** Para ajustar la altura al hombro del paciente se usa una columna telescópica con adaptación a la base móvil del dispositivo. Esta columna debe ser capaz de manipular carga de trabajo descentrada, resistente, de fácil manejo y longitud de carrera mínima de 32.2 cm (valor marginal) y máxima de 70.2 cm (valor ideal) para cumplir con los parámetros dimensionales (ver Figura 46).



Figura 46: Columna telescópica.

**Ajuste de longitud de brazo (segmento de hombro a codo)** Para ajustar la longitud de brazo se usan eslabones articulados unidos en sus extremos mediante pernos, en este caso se usan tres eslabones, el primero de ellos es de aluminio 6061 con una longitud de 18 cm, y los últimos dos son de plástico PLA con una longitud máxima total de 33 cm, el ajuste es manual de acuerdo a la longitud y perímetro del segmento que presente el paciente, el rango de valores para el brazo es de 24.0 cm de longitud mínima y máxima de 51.0 cm y un perímetro máximo de 35 cm, la unión del exoesqueleto con el paciente es mediante bandas de velcro (ver Figura 47).

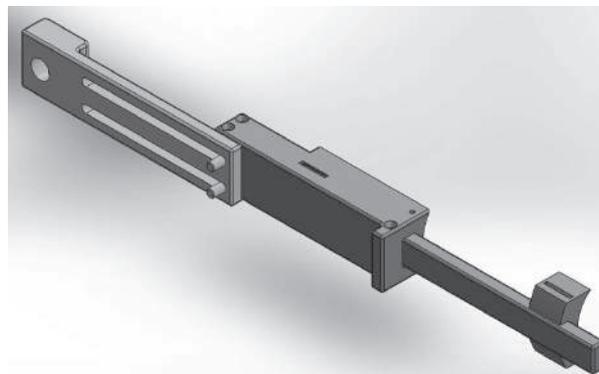


Figura 47: Estructura de eslabones articulados para el ajuste de la longitud del brazo.

**Movimientos del hombro** Se implementará una configuración serial de movimientos para reducir al mínimo las singularidades cinemáticas al momento de generar rutinas terapéuticas. Para ello se utilizarán eslabones de diferentes geometrías que cumplan con las medidas antropométricas de la población adulta mexicana. Se implementa un modelo de articulaciones rotatorias simples cubriendo los 3 grados de libertad del hombro: (1) flexión - extensión, (2) aducción -abducción y (3) rotación interna y externa. Esta estructura se unirá a la columna telescópica mediante pernos (ver Figura 48).

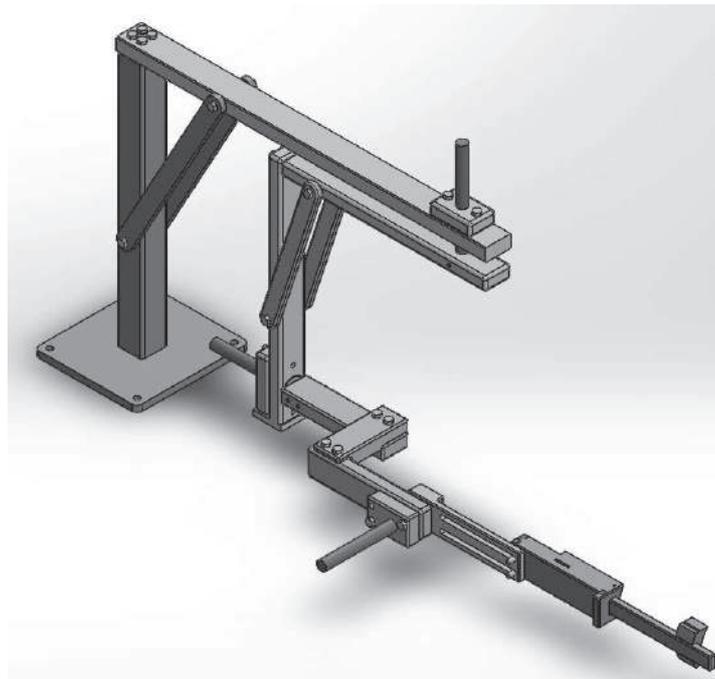


Figura 48: Estructura mecánica de configuración serial para los movimientos del hombro.

Como resultado final se obtuvieron: el diseño conceptual mostrado en la Figura 49, y las especificaciones funcionales que debe cumplir el dispositivo (Tablas 13 y 14).

### 3.3.3. Modelo matemático

#### Cinemática directa

Consiste en determinar la posición y orientación del extremo final del robot, con respecto a un sistema de coordenadas que se toma como referencia, conocidos los valores y parámetros geométricos de los elementos del robot.

Para el modelo cinemático directo del exoesqueleto se consideró la Fig. 36 y la Tabla 6 del modelo presentado en [82], únicamente se hace uso de los movimientos del hombro. Por lo tanto, los parámetros que rigen el exoesqueleto desarrollado son los mostrados en la Tabla 16.

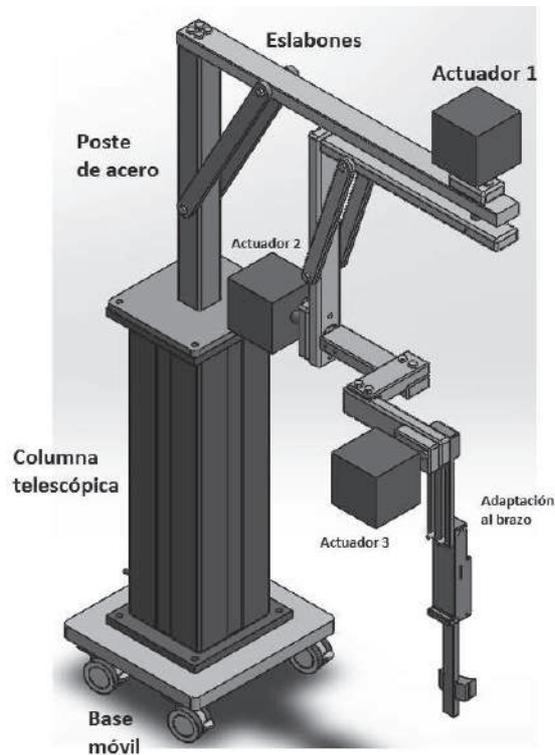


Figura 49: Estructura básica del prototipo.

Tabla 16: Parámetros D-H del exoesqueleto desarrollado.

Articulación.	Movimiento ( $\beta_i$ ).	$\theta_i$ .	$d_i$ .	$a_i$ .	$\alpha_i$ .
Base	-	0	$d_0$	0	0
Hombro	Rotación interna-externa $\beta_1$	$\beta_1 + 90^\circ$	0	0	$-90^\circ$
Hombro	Abducción-aducción $\beta_2$	$\beta_2 + 90^\circ$	0	0	$+90^\circ$
Hombro	Flexión-extensión $\beta_3$	$\beta_3$	0	$l_1$	0

donde:

$d_0$  Corresponde a la altura al hombro del paciente.

$l_1$  Corresponde a la longitud del brazo (segmento hombro-codo).

Los rangos dimensionales y funcionales de los parámetros mostrados en la Tabla 16 son los siguientes:

$$790mm \leq d_0 \leq 1490mm$$

$$240mm \leq l_1 \leq 510mm$$

$$+30^\circ \leq \beta_1 \leq -40^\circ$$

$$0^\circ \leq \beta_2 \leq 90^\circ$$

$$-50^\circ \leq \beta_3 \leq +140^\circ$$

Conocidos los parámetros D-H del exoesqueleto (Tabla 16), se calculan las matrices de transformación homogénea  ${}^{i-1}A_i$  y las matrices  ${}^0T_i$  [9]:

$$\begin{aligned}
{}^0A_1 &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^1A_2 &= \begin{bmatrix} -\sin(\beta_1) & 0 & -\cos(\beta_1) & 0 \\ \cos(\beta_1) & 0 & -\sin(\beta_1) & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^2A_3 &= \begin{bmatrix} -\sin(\beta_2) & 0 & \cos(\beta_2) & 0 \\ \cos(\beta_2) & 0 & \sin(\beta_2) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
{}^3A_4 &= \begin{bmatrix} \cos(\beta_3) & -\sin(\beta_3) & 0 & l_1 \cos(\beta_3) \\ \sin(\beta_3) & \cos(\beta_3) & 0 & l_1 \sin(\beta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

Las matrices  ${}^0T_i$  correspondientes son:

$$\begin{aligned}
T_0^2 &= \begin{bmatrix} -\sin \beta_1 & 0 & -\cos \beta_1 & a_0 \\ \cos \beta_1 & 0 & -\sin \beta_1 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & d_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
T_0^3 &= \begin{bmatrix} \sin \beta_1 \sin \beta_2 & -\cos \beta_1 & -\sin \beta_1 \cos \beta_2 & a_0 \\ -\cos \beta_1 \sin \beta_2 & -\sin \beta_1 & \cos \beta_1 \cos \beta_2 & 0 \\ -\cos \beta_2 & 0 & -\sin \beta_2 & d_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \\
T_0^4 &= \begin{bmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} & T_{14} \\ T_{21} & T_{22} & T_{23} & T_{24} \\ T_{31} & T_{32} & T_{33} & T_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
T_{11} &= \cos \beta_3 \sin \beta_1 \sin \beta_2 - \cos \beta_1 \sin \beta_3 \\
T_{12} &= -\cos \beta_1 \cos \beta_3 - \sin \beta_1 \sin \beta_2 \sin \beta_3 \\
T_{13} &= -\cos \beta_2 \sin \beta_1 \\
T_{14} &= a_0 - l_1 \cos \beta_1 \sin \beta_3 + l_1 \cos \beta_3 \sin \beta_1 \sin \beta_2 \\
T_{21} &= -\sin \beta_1 \sin \beta_3 - \cos \beta_1 \cos \beta_3 \sin \beta_2 \\
T_{22} &= \cos \beta_1 \sin \beta_2 \sin \beta_3 - \cos \beta_3 \sin \beta_1 \\
T_{23} &= \cos \beta_1 \cos \beta_2 \\
T_{24} &= -l_1 \sin \beta_1 \sin \beta_3 - l_1 \cos \beta_1 \cos \beta_3 \sin \beta_2 \\
T_{31} &= -\cos \beta_2 \cos \beta_3
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned} T_{32} &= \cos \beta_2 \sin \beta_3 \\ T_{33} &= -\sin \beta_2 \\ T_{34} &= d_0 - l_1 \cos \beta_2 \cos \beta_3 \end{aligned}$$

La matriz  $T_0^4$  presenta las ecuaciones cinemáticas que relacionan el sistema de la base con el extremo del robot en función de las coordenadas articulares, los primeros 9 elementos de dicha matriz contiene la orientación del efector final y los primeros 3 elementos de la cuarta columna contiene la posición  $(x, y, z)$  del efector final.

### Cinemática inversa

Consiste en encontrar los valores que deben adoptar las coordenadas articulares del robot para que su extremo se posicione y oriente según una determinada localización espacial. En este caso, se van a manipular directamente las ecuaciones obtenidas en el modelo cinemático directo: matrices  ${}^0A_1$ ,  ${}^1A_2$ ,  ${}^2A_3$  y  ${}^3A_4$ . Conocidas estas matrices se busca obtener ecuaciones donde cada variable articular  $\beta_1, \beta_2$  y  $\beta_3$  esté aislada del resto de las otras, para ello se hace uso de sus matrices inversas y considerando la matriz T se obtienen las variables articulares, como se desarrolla a continuación.

$$T = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Inversas de las matrices  ${}^{i-1}A_i$

$$({}^0A_1)^{-1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & -a_0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -d_0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$({}^1A_2)^{-1} = \begin{bmatrix} -\sin \beta_1 & \cos \beta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ -\cos \beta_1 & -\sin \beta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$({}^2A_3)^{-1} = \begin{bmatrix} -\sin \beta_2 & \cos \beta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ \cos \beta_2 & \sin \beta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$({}^3A_4)^{-1} = \begin{bmatrix} \cos \beta_3 & \sin \beta_3 & 0 & -l_1 \\ -\sin \beta_3 & \cos \beta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

**Obtención de  $\beta_1$  :**  $({}^1A_2)^{-1}({}^0A_1)^{-1}T = {}^2A_3{}^3A_4$

$$\begin{bmatrix} n_y \cos \beta_1 - n_x \sin \beta_1 & o_y \cos \beta_1 - o_x \sin \beta_1 & a_y \cos \beta_1 - a_x \sin \beta_1 & H_{14} \\ -n_z & -o_z & -a_z & H_{24} \\ -n_x \cos \beta_1 - n_y \sin \beta_1 & -o_x \cos \beta_1 - o_y \sin \beta_1 & -a_x \cos \beta_1 - a_y \sin \beta_1 & H_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\cos(\beta_3) \sin(\beta_2) & \sin(\beta_2) \sin(\beta_3) & \cos(\beta_2) & -l_1 \cos(\beta_3) \sin(\beta_2) \\ \cos(\beta_2) \cos(\beta_3) & -\cos(\beta_2) \sin(\beta_3) & \sin(\beta_2) & l_1 \cos(\beta_2) \cos(\beta_3) \\ \sin(\beta_3) & \cos(\beta_3) & 0 & l_1 \sin(\beta_3) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_{14} = p_y \cos \beta_1 + a_0 \sin \beta_1 - p_x \sin \beta_1$$

$$H_{24} = d_0 - p_z$$

$$H_{34} = a_0 \cos \beta_1 - p_x \cos \beta_1 - p_y \sin \beta_1$$

Considerando los elementos  $M_{3 \times 3}$  de ambos lados de la igualdad se tiene  $\beta_1$

$$-a_x \cos(\beta_1) - a_y \sin(\beta_1) = 0$$

Por lo tanto

$$\beta_1 = \arctan\left(\frac{-a_x}{a_y}\right) \quad (3.17)$$

$$a_y \neq 0$$

**Obtención de  $\beta_2$  :**  $({}^2A_3)^{-1}({}^1A_2)^{-1}({}^0A_1)^{-1}T = {}^3A_4$

$$\begin{bmatrix} I_{11} & I_{12} & I_{13} & I_{14} \\ I_{21} & I_{22} & I_{23} & I_{24} \\ I_{31} & I_{32} & I_{33} & I_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\beta_3) & -\sin(\beta_3) & 0 & l_1 \cos(\beta_3) \\ \sin(\beta_3) & \cos(\beta_3) & 0 & l_1 \sin(\beta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$I_{11} = -n_z \cos(\beta_2) - (\sin(\beta_2)) (n_y \cos(\beta_1) - n_x \sin(\beta_1))$$

$$I_{12} = -o_z \cos(\beta_2) - (\sin(\beta_2)) (o_y \cos(\beta_1) - o_x \sin(\beta_1))$$

$$I_{13} = -a_z \cos(\beta_2) - (\sin(\beta_2)) (a_y \cos(\beta_1) - a_x \sin(\beta_1))$$

$$I_{14} = (\cos(\beta_2)) (d_0 - p_z) - (\sin(\beta_2)) (p_y \cos(\beta_1) + a_0 \sin(\beta_1) - p_x \sin(\beta_1))$$

$$I_{21} = -n_x \cos(\beta_1) - n_y \sin(\beta_1)$$

$$I_{22} = -o_x \cos(\beta_1) - o_y \sin(\beta_1)$$

$$I_{23} = -a_x \cos(\beta_1) - a_y \sin(\beta_1)$$

$$I_{24} = a_0 \cos(\beta_1) - p_x \cos(\beta_1) - p_y \sin(\beta_1)$$

$$I_{31} = (\cos(\beta_2)) (n_y \cos(\beta_1) - n_x \sin(\beta_1)) - n_z \sin(\beta_2)$$

$$I_{32} = (\cos(\beta_2)) (o_y \cos(\beta_1) - o_x \sin(\beta_1)) - o_z \sin(\beta_2)$$

$$I_{33} = (\cos(\beta_2)) (a_y \cos(\beta_1) - a_x \sin(\beta_1)) - a_z \sin(\beta_2)$$

$$I_{34} = (\cos(\beta_2)) (p_y \cos(\beta_1) + a_0 \sin(\beta_1) - p_x \sin(\beta_1)) + (\sin(\beta_2)) (d_0 - p_z)$$

Igualando los términos  $M_{1x3}$

$$a_x \sin \beta_1 \sin \beta_2 - a_y \cos \beta_1 \sin \beta_2 - a_z \cos \beta_2 = 0$$

$$\beta_2 = \arctan \left( \frac{a_z}{a_x \sin \beta_1 - a_y \cos \beta_1} \right) \quad (3.18)$$

$$\frac{a_z}{a_x \sin \beta_1 - a_y \cos \beta_1} \neq 0$$

**Obtención de  $\beta_3$**  Se igualan los términos  $M_{2x1}$

$$-n_x \cos \beta_1 - n_y \sin \beta_1 = \sin(\beta_3)$$

$$\beta_3 = \arcsin(-n_x \cos \beta_1 - n_y \sin \beta_1) \quad (3.19)$$

Los valores de  $\beta_1, \beta_2$  y  $\beta_3$  son particulares para cada matriz T.

### Matriz Jacobiana

La cinemática del robot también trata de encontrar las relaciones entre las velocidades del movimiento de las articulaciones y las del extremo, esta relación está dada por el modelo diferencial expresado mediante la matriz Jacobiana. Un aspecto importante de esta matriz es su determinante, denominado Jacobiano, ya que con este último se pueden determinar las configuraciones singulares del robot, al obtenerse un Jacobiano nulo [9].

Se destacan dos tipos de matriz Jacobiana: directa (permite conocer las velocidades del extremo del robot a partir de los valores de las velocidades articulares) e inversa (permite conocer las velocidades articulares necesarias para obtener las velocidades del extremo).

#### Matriz Jacobiana directa

El método consiste en diferenciar con respecto al tiempo las ecuaciones correspondientes al modelo cinemático directo, obteniéndose la siguiente expresión matricial:

$$\begin{pmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{z} \end{pmatrix} = J \begin{pmatrix} \dot{\beta}_1 \\ \dot{\beta}_2 \\ \dot{\beta}_3 \end{pmatrix}$$

donde:

$$J = \begin{pmatrix} \frac{\partial f_x}{\partial \beta_1} & \frac{\partial f_x}{\partial \beta_2} & \frac{\partial f_x}{\partial \beta_3} \\ \frac{\partial f_y}{\partial \beta_1} & \frac{\partial f_y}{\partial \beta_2} & \frac{\partial f_y}{\partial \beta_3} \\ \frac{\partial f_z}{\partial \beta_1} & \frac{\partial f_z}{\partial \beta_2} & \frac{\partial f_z}{\partial \beta_3} \end{pmatrix}$$

Las ecuaciones (3.20-3.22) se obtienen de la matriz  $T_0^4$  obtenida en el problema cinemático directo:

$$f_x = a_0 - l_1 \cos(\beta_1) \sin(\beta_3) + l_1 \cos(\beta_3) \sin(\beta_1) \sin(\beta_2) \quad (3.20)$$

$$f_y = -l_1 \sin(\beta_1) \sin(\beta_3) - l_1 \cos(\beta_1) \cos(\beta_3) \sin(\beta_2) \quad (3.21)$$

$$f_z = d_0 - l_1 \cos(\beta_2) \cos(\beta_3) \quad (3.22)$$

Realizando las derivadas correspondientes se obtienen los elementos de la matriz  $J$ , como:

$$\frac{\partial f_x}{\partial \beta_1} = [l_1 \sin(\beta_1) \sin(\beta_3) + l_1 \cos(\beta_3) \cos(\beta_1) \sin(\beta_2)] \dot{\beta}_1$$

$$\frac{\partial f_x}{\partial \beta_2} = [l_1 \cos(\beta_3) \sin(\beta_1) \cos(\beta_2)] \dot{\beta}_2$$

$$\frac{\partial f_x}{\partial \beta_3} = [-l_1 \sin(\beta_1) \sin(\beta_2) \sin(\beta_3) - l_1 \cos(\beta_3) \cos(\beta_1)] \dot{\beta}_3$$

$$\frac{\partial f_y}{\partial \beta_1} = [l_1 \sin(\beta_1) \cos(\beta_3) \sin(\beta_2) - l_1 \cos(\beta_1) \sin(\beta_3)] \dot{\beta}_1$$

$$\frac{\partial f_y}{\partial \beta_2} = [-l_1 \cos(\beta_1) \cos(\beta_3) \cos(\beta_2)] \dot{\beta}_2$$

$$\frac{\partial f_y}{\partial \beta_3} = [l_1 \cos(\beta_1) \sin(\beta_3) \sin(\beta_2) - l_1 \sin(\beta_1) \cos(\beta_3)] \dot{\beta}_3$$

$$\frac{\partial f_z}{\partial \beta_1} = 0$$

$$\frac{\partial f_z}{\partial \beta_2} = [l_1 \sin(\beta_2) \cos(\beta_3)] \dot{\beta}_2$$

$$\frac{\partial f_z}{\partial \beta_3} = [l_1 \cos(\beta_2) \sin(\beta_3)] \dot{\beta}_3$$

Jacobiano

$$\det(J) = 0 \quad (3.23)$$

La matriz Jacobiana depende de los valores instantáneos de las coordenadas articulares, por lo tanto su valor es diferente en cada punto del espacio articular. Al ser cero el Jacobiano de la matriz  $J$  se concluye lo siguiente:

- ✓ No existe la matriz Jacobiana inversa.
- ✓ Se presentan configuraciones singulares, lo cual indica que el robot pierde grados de libertad debido al alineamiento de dos o más ejes, estas configuraciones se deben de tener en cuenta en el control del robot para evitarlas.

Al presentarse configuraciones singulares en el espacio de trabajo del robot y debido a que los diferentes ejes se alinean en diferentes puntos de trabajo, para evitar estas singularidades; se propone emplear un modelo cinemático para cada GDL del hombro y una relación uno a uno entre actuadores y GDL, lo cual hace que el control sea relativamente sencillo y el consumo de potencia se reduzca (solo se acciona el actuador correspondiente al movimiento terapéutico deseado en el paciente). Esto no afecta el funcionamiento del robot y garantiza que se cumplan los rangos funcionales para los cuales fue diseñado.

Con estas conclusiones se realizó el diseño conceptual en un software CAD y se obtiene el prototipo virtual del dispositivo, como se muestra en la siguiente sección.

### 3.3.4. Modelo y diseño estructural con sistemas CAD y CAE

En esta sección se presenta el prototipo CAD del exoesqueleto desarrollado en SolidWorks® y diseñado con base en los requerimientos y características descritos en la sección anterior. El análisis del diseño propuesto abarca el espacio de trabajo del exoesqueleto, la validación cinemática para los tres movimientos del hombro y el estudio de esfuerzos y deformaciones mediante el método de elemento finito para la verificación de los materiales seleccionados.

El prototipo toma en cuenta un diseño modular para cada una de las tareas que debe de realizar, consiste en una cadena de eslabones mecánicos seriales, la cual posee 3 GDL actuados de forma directa por motores rotatorios, una columna telescópica que proporciona la variación de ajuste a la altura del hombro (sentado y de pie) y eslabones articulados que permiten la adaptación al brazo del paciente, la unión de las piezas es mediante pernos. Los eslabones mecánicos se obtuvieron de un perfil rectangular de una barra de aluminio 6061 de 1in x 2in (solera estándar de 3.66 metros de largo), se unen a la columna telescópica mediante un poste de acero 1018 (PTR) de 2in x 2in y finalmente las piezas que permiten la adaptación al brazo están fabricadas de plástico PLA en impresión 3D. La estructura básica del robot se muestra en la Figura 49.

En la Figura 49 la posición en la que el paciente debe ser colocado es dando la espalda al dispositivo, y la unión del mismo al exoesqueleto es únicamente en el segmento del brazo (hombro a codo), como se muestra en las Figuras 50 y 51. Una vez que se desarrolló la estructura CAD del prototipo, se realiza su análisis estructural para conocer los esfuerzos y deformaciones a los cuales va a estar sometida la estructura considerando las fuerzas de operación.

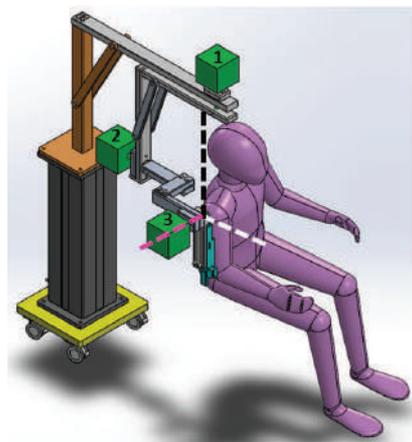


Figura 50: Prototipo virtual del exoesqueleto en SolidWorks® con paciente sentado: eje transversal (color rosa), eje anteroposterior (color blanco), eje vertical (color negro), (1) motor de rotación int-ext, (2) motor de abd-add y (3) motor de flex-ext.

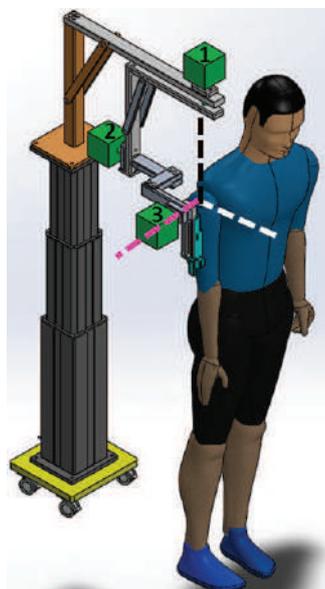


Figura 51: Prototipo virtual del exoesqueleto en SolidWorks® con paciente de pie: eje transversal (color rosa), eje anteroposterior (color blanco), eje vertical (color negro), (1) motor de rotación int-ext, (2) motor de abd-add y (3) motor de flex-ext.

### **Análisis de elemento finito del dispositivo**

El análisis por elementos finitos es un método computarizado para predecir como un objeto real reaccionaría ante la presencia de fuerzas, calor, vibraciones, entre otros, es decir, se refiere a si el objeto analizado se romperá, fallará o trabajará como fue diseñado. Su concepto básico es discretizar el proceso de modelación de un cuerpo o ensamble en un sistema conformado por cuerpos más pequeños denominados elementos finitos, estos últimos están interconectados por medio de nodos, los cuales forman superficies que se comportan como volúmenes de control independiente, los cuales arrojan resultados individuales que finalmente se fusionan para generar una sola solución.

Al ser un método computarizado los coeficientes del modelo son automáticamente calculados por el ordenador a partir de la geometría y propiedades físicas de cada elemento.

El objetivo de la aplicación del análisis por elemento finito es conocer los esfuerzos internos, deformaciones y tensiones que actúan sobre el exoesqueleto diseñado, para conocer si funcionará adecuadamente, para obtener estos datos se implementará un análisis estructural (análisis estático) del exoesqueleto en la posición con mayor brazo de palanca (flexión a  $90^\circ$ ). La estructura estará hecha de materiales dúctiles, y se analizará por el método de la energía de distorsión ya que es el mejor método para estimar la falla del dispositivo, y a través de la ecuación (2.16) se obtendrá el factor de seguridad de dicho dispositivo.

La simulación permite evaluar el Factor de Seguridad (FS) y rediseñar el modelo para evitar el fallo en las zonas en las que se tienen elevadas tensiones. Un FS inferior a la unidad

indica una falla del material. La falla del material se representa con color rojo al post-procesar, un FS mayor a la unidad indica que el modelo se encuentra sometido a bajas tensiones y tiene la posibilidad de eliminar material al reducir su peso (optimización).

El análisis estático se realiza mediante la aplicación de un sistema de ecuaciones lineales de equilibrio en cada uno de los elementos finitos establecidos por el mallado del sólido. El cálculo inicial del análisis determina los desplazamientos de cada uno de los nodos. A continuación calcula la deformación unitaria y las tensiones para cada uno de los puntos, en la Figura 42 se muestra el esquema de las etapas del análisis, inicialmente se debe realizar el mallado del modelo a analizar, definir las propiedades mecánicas del material, las restricciones de movimiento y las cargas a las que se desea someter el modelo, el cálculo de la tensión se realiza inicialmente en los llamados puntos gaussianos o de cuadratura que se localizan en el interior de cada uno de los elementos y a continuación se extrapola el resultado a cada uno de los nodos.

El análisis se efectuó en SolidWorks Simulation<sup>®</sup>, mediante estudios estáticos que consideran:

- ✓ El efecto de la gravedad.
- ✓ Fuerzas correspondientes a los pesos de los actuadores en cada uno de sus ejes.
- ✓ El peso máximo del miembro superior del paciente, colocado como una fuerza total entre los 3 eslabones articulados que permiten la variación de la longitud del brazo, con una longitud máxima de 51 cm (ver Figura 47).
- ✓ Fuerzas torsionales correspondientes a los pares torsionales máximos de cada actuador aplicadas en los ejes de los mismos.
- ✓ Se consideran las conexiones de pernos.
- ✓ Se considera una sujeción fija entre el elemento de unión de la estructura del exoesqueleto y la columna telescópica.
- ✓ El tipo de malla usado es una malla sólida estándar de 4 puntos Jacobianos, el tamaño de los elementos es de 9.95mm y una tolerancia de 0.49mm, la calidad de malla es mediante elementos cuadráticos de alto orden.
- ✓ El número total de nodos es 128082.
- ✓ El número total de elementos es 74972.

Se realizaron diferentes pruebas variando la geometría de la estructura y/o el material de cada pieza, los resultados para el diseño final variando el material se muestran en la Tabla 17, donde los materiales que presentaron mejor desempeño en cuanto a esfuerzos y deformaciones, para construir los elementos de las estructuras, fueron la aleación de aluminio 6061 y el plástico PLA.

Tabla 17: Resultados del diseño final variando materiales.

Material	Esfuerzo máximo	Deformación máxima	Deformación unitaria máxima
Aluminio 6061	185.1 MPa	21.09 mm	658.2 $\mu m$
Aluminio y Nylamid	183.0 MPa	21.08 mm	743.5 $\mu m$
Aluminio 6061 y ABS	182.8 MPa	21.13 mm	608.6 $\mu m$
Aluminio 6061 y PLA	183.1 MPa	20.93 mm	500.7 $\mu m$

Las propiedades empleadas en SolidWorks® para cada uno de los materiales propuestos en la Tabla 17, se muestran a continuación:

✓ Aluminio 6061

- Densidad =  $2700 \frac{kg}{m^3}$
- Módulo elástico = 71.7 GPa
- Resistencia a la fluencia = 169 MPa
- Elongación = 25-30 %

✓ Acero AISI 1020

- Densidad =  $7900 \frac{kg}{m^3}$
- Módulo elástico = 200 GPa
- Resistencia a la fluencia = 390 MPa
- Elongación = 25 %

✓ Nylamid

- Densidad =  $1140 \frac{kg}{m^3}$
- Módulo elástico = 2.3544 GPa
- Límite elástico = -
- Elongación = 15-30 %

✓ Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS)

- Densidad =  $1020 \frac{kg}{m^3}$
- Módulo elástico = 2 GPa
- Límite elástico = 41-45 MPa
- Elongación = 45 %

✓ Ácido Poliláctico (PLA)

- Densidad =  $1250 \frac{kg}{m^3}$

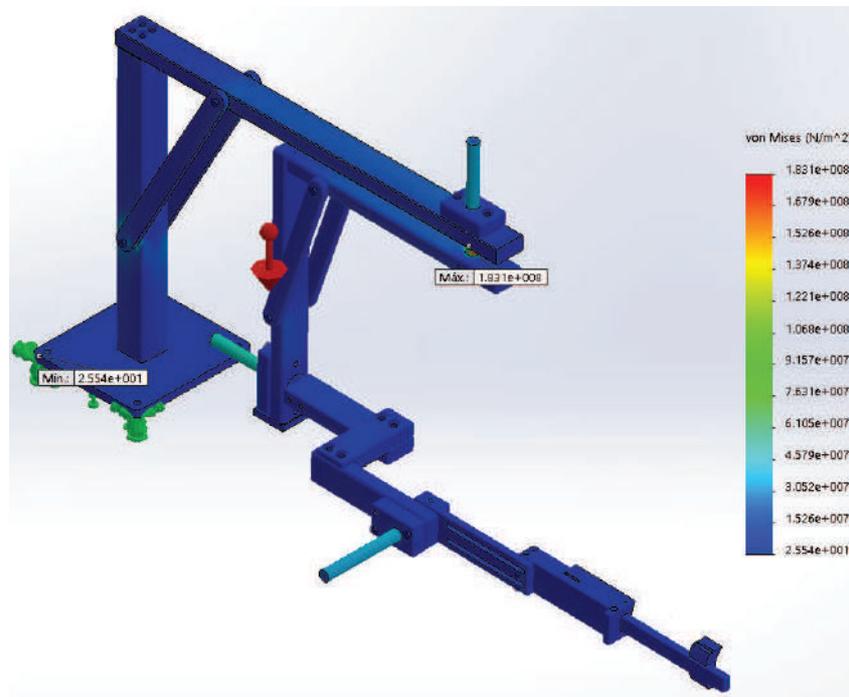


Figura 52: Esfuerzos de Von Mises en la estructura: el color rojo indica el esfuerzo máximo y el azul indica el esfuerzo mínimo.

- Módulo elástico = 3.5 GPa
- Límite elástico = 40-60 MPa
- Elongación = 6 %

Los esfuerzos encontrados en la estructura seleccionada de aluminio 6061 y PLA se muestran en la Figura 52 y se detallan a continuación:

- ✓ El esfuerzo máximo se presenta en el eje de rotación interna - externa con un valor de 183.1 MPa. Dado que el esfuerzo a la fluencia del acero 1020 es de 390 MPa [13], se tiene un factor de seguridad de 2.1 (aceptable).
- ✓ El esfuerzo en el eje de abducción - aducción es de 59.1 MPa, bajo las mismas consideraciones que en el caso anterior, se tiene un factor de seguridad de 6.6 (aceptable).
- ✓ El esfuerzo en el eje de flexión - extensión es de 45.6 MPa, con un factor de seguridad de 8.5(aceptable).

El esfuerzo máximo en las piezas de aluminio es de 99.9 MPa y considerando una resistencia a la fluencia de 169 MPa [13], se tiene un factor de seguridad mínimo de 1.7. Estos factores de seguridad hacen al dispositivo mecánicamente seguro y factible para realizar las tareas para las cuales está diseñado.

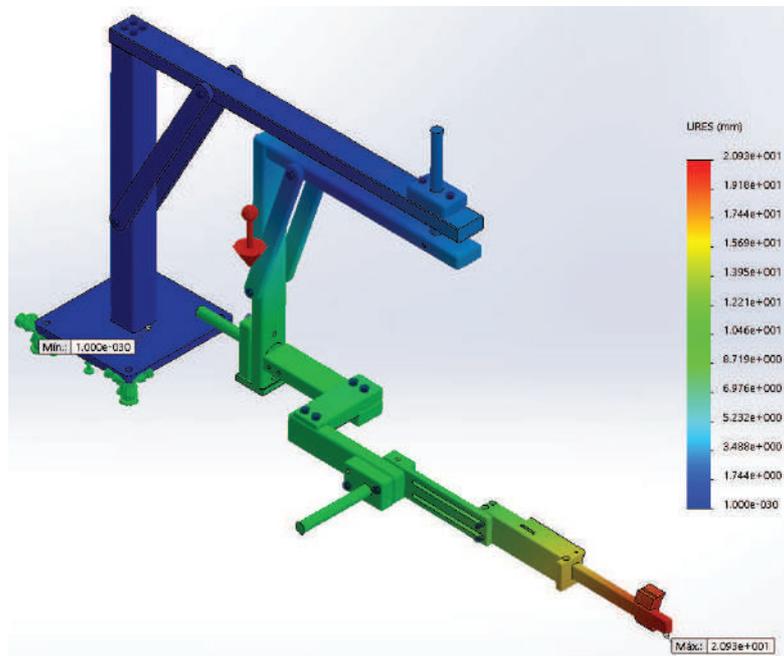


Figura 53: Deformación total sufrida por la estructura: el color rojo indica la deformación máxima y el azul indica la deformación mínima.

La deformación total sufrida por la estructura es de  $20.93 \text{ mm}$ , este desplazamiento se encuentra a la altura del codo, como se observa en la Figura 53. Es importante mencionar que esta deformación es absoluta y medida a partir de la condición de empotramiento considerada en la unión del mecanismo con la columna telescópica. Para el caso de la deformación unitaria máxima presentada en la estructura, es de  $500.7 \mu\text{m}$  encontrándose a la altura del brazo como se observa en la Figura 54.

De acuerdo con los resultados obtenidos en el análisis de elemento finito, el diseño presenta un factor de seguridad mínimo de 1.7, lo cual hace factible la construcción del dispositivo con los parámetros de diseño utilizados y los materiales propuestos. Las Figuras 52-54, presentan los resultados para el peso y longitud máximas del paciente, por lo tanto los mismos dependen directamente de la longitud del miembro superior y el peso del paciente.

Obtenido el diseño CAD final, es necesario conocer el modelo dinámico del robot para obtener los pares torsionales necesarios para cada uno de los actuadores, y realizar una selección de ellos de catálogos comerciales.

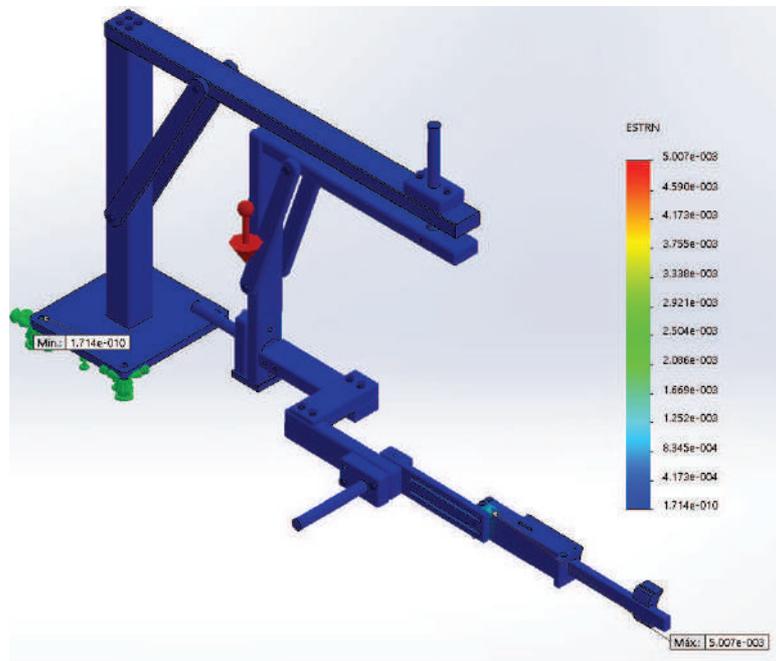


Figura 54: Deformación unitaria en la estructura: el color rojo indica la deformación máxima y el azul indica la deformación mínima.

### 3.3.5. Selección de motores

Para realizar la selección de los motores correspondientes al robot, se realizó un análisis dinámico de la estructura básica del prototipo en las posiciones con mayor brazo de palanca para cada movimiento, para ello el sistema se divide en los siguientes subsistemas:

1. Sistema antebrazo.
2. Sistema brazo: movimiento de flexión-extensión.
3. Sistema brazo: movimiento de abducción-aducción.

Para cada uno es necesario considerar el peso propio de la estructura mecánica, así como las longitudes máximas para las cuales fue diseñado, y como fuerzas externas concentradas en los centros de gravedad (Clauser y cols Tabla 4) el peso máximo correspondiente al segmento del miembro superior humano de acuerdo a los datos de Clauser mostrados en la Tabla 3.

A continuación se analizan las cargas en cada uno de los subsistemas:

**Sistema antebrazo** La estructura mecánica correspondiente a esta parte es de plástico PLA, con una longitud de 42.5 cm y un peso aproximado de 0.7 kg, las fuerzas soportadas por esta estructura son el peso correspondiente al antebrazo y mano del miembro superior el cual es de 2.238 kg (2.3 % del peso máximo del paciente), centro de masa en 0.442 (62.6 % de

la longitud máxima del antebrazo y mano), esta estructura permite el movimiento de flexión-extensión del codo y se une al paciente mediante bandas elásticas de velcro (ver Figura 55).

Con los datos anteriores se realiza un análisis dinámico del sistema antebrazo como una viga en voladizo en la posición en la que se presente el mayor brazo de palanca (flexión de codo=  $90^\circ$ ), para conocer el par torsional mínimo necesario para mantener en equilibrio estático la estructura.

### Diagrama de cuerpo libre

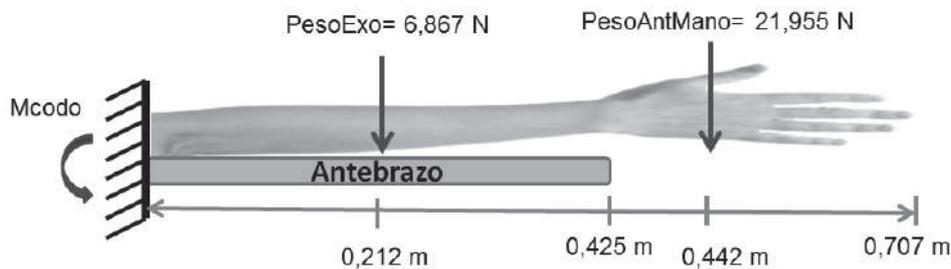


Figura 55: Diagrama de cuerpo libre del sistema antebrazo.

$$\begin{aligned} \curvearrowright + \Sigma M &= 0 & (3.24) \\ M_{codo} - 6,867(0,212) - 21,955(0,442) &= 0 \\ M_{codo} &= 11,159 N \cdot m \end{aligned}$$

El par torsional necesario para el antebrazo es el mostrado en la ecuación (3.24).

**Sistema brazo: movimiento de flexión-extensión.** La estructura mecánica correspondiente a esta parte, está formada por 3 piezas; la primera de ellas es de aluminio 6061 y las últimas dos son de plástico PLA, con una longitud total de 51cm y un peso de 0.7 kg, las fuerzas soportadas por esta estructura corresponden al peso del miembro superior (brazo, antebrazo y mano) el cual es de 4.767 kg (4.9% del peso máximo del paciente) y centro de masa en 0.502 m (41.3% de la longitud máxima miembro superior), también soporta el peso del motor del antebrazo de 1.3 kg con centro de masa en 0.51 m, esta estructura permite el movimiento de flexión-extensión del hombro y se une al paciente mediante bandas elásticas de velcro (ver Figura 56).

Con los datos anteriores se realiza un análisis dinámico del sistema brazo como una viga en voladizo en la posición en la que se presente el mayor brazo de palanca (flexión de hombro=  $90^\circ$ ) para conocer el par torsional mínimo necesario para mantener en equilibrio estático la estructura.

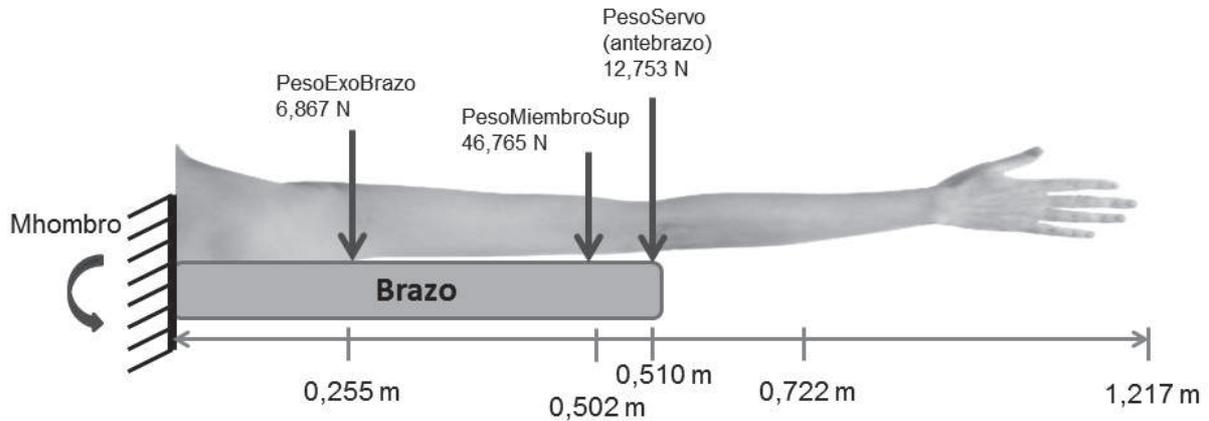


Figura 56: Diagrama de cuerpo libre del sistema miembro superior.

$$\begin{aligned} \curvearrowright +\Sigma M &= 0 & (3.25) \\ M_{hombro} - 6,867(0,255) - 46,765(0,502) - 12,753(0,510) &= 0 \\ M_{hombro} &= 31,731N \cdot m \end{aligned}$$

El par torsional necesario para el miembro superior es el mostrado en la ecuación (3.25).

**Sistema brazo: movimiento de abducción-aducción.** La estructura mecánica correspondiente a esta parte se muestra en la Figura 57, las fuerzas soportadas por esta estructura corresponden al peso del miembro superior de 4.767 kg y a su centro de masa en 0.502 m, también soporta el peso del motor del antebrazo de 1.3 kg con centro de masa en 0.571 m, esta estructura permite el movimiento de abducción - aducción del hombro y se une al paciente mediante bandas elásticas de velcro.

Con los datos anteriores se realiza un análisis dinámico del sistema brazo como una viga en voladizo en la posición en la que se presente el mayor brazo de palanca (abducción de hombro= 90°) para conocer el par torsional mínimo necesario para mantener en equilibrio estático la estructura.

$$\begin{aligned} \curvearrowright +\Sigma M &= 0 & (3.26) \\ M_{hombro} - 24,525(0,18) - 14,715(0,316) - 46,765(0,502) - 12,753(0,571) &= 0 \\ M_{hombro} &= 38,892N \cdot m \end{aligned}$$

El par torsional necesario para el miembro superior es el mostrado en la ecuación (3.26).

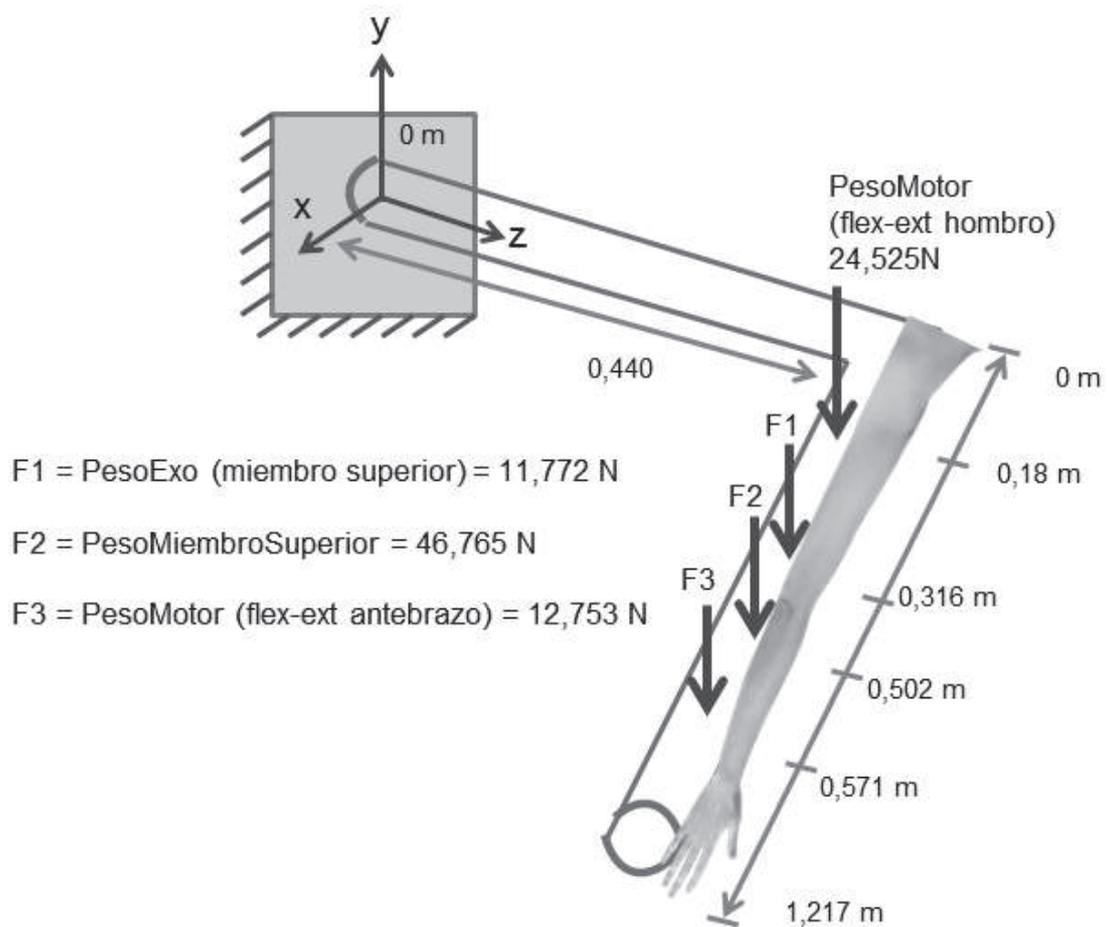


Figura 57: Diagrama de cuerpo libre para el movimiento abducción-aducción del hombro.

Para el movimiento de rotación interna-externa el miembro superior se encuentra a una flexión de  $90^\circ$ , siendo esta posición el mayor brazo de palanca como se muestra en la Figura 58, en dicha figura no se presenta ninguna fuerza que se oponga al movimiento.

Los pares de torsión se corroboraron en el prototipo virtual en ADAMS<sup>TM</sup>, en la Tabla 18 se muestran los pares de torsión obtenidos y los actuadores propuestos para cada movimiento. Como se observa los pares de torsión máximos difieren en un 11% aproximadamente de los calculados, esto se debe a que en los cálculos realizados se consideró el peso de cada elemento en el centro del mismo, sin embargo algunos elementos no son simétricos y por ello se presentan las diferencias.

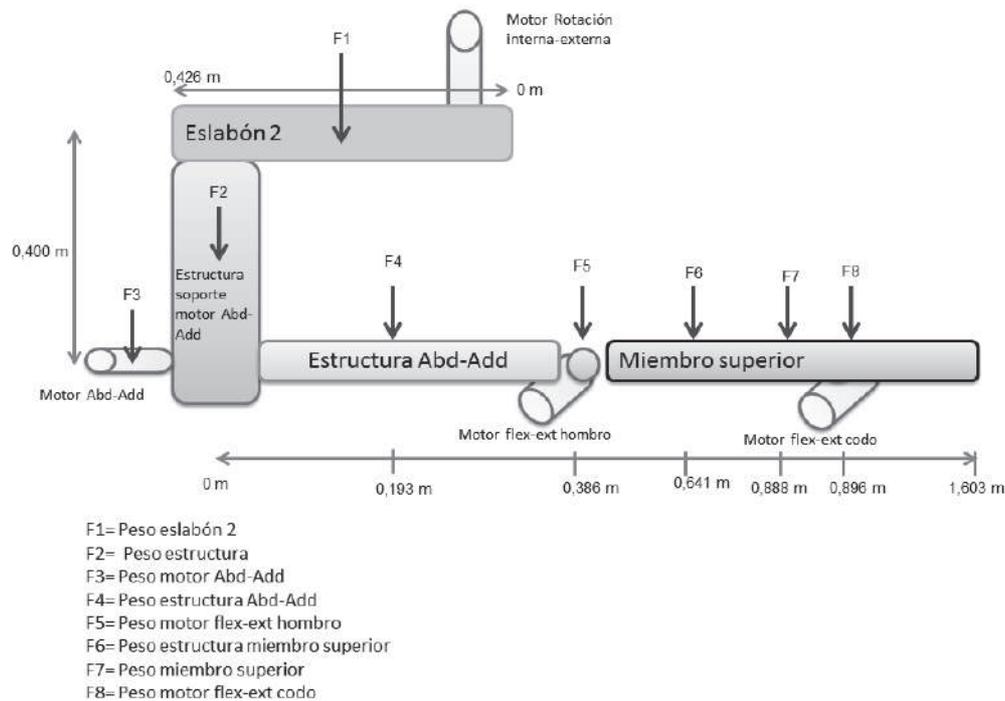


Figura 58: Diagrama de cuerpo libre para el movimiento rotación interna-externa del hombro.

Tabla 18: Pares máximos de torsión del exoesqueleto diseñado.

Movimiento	Par de torsión máximo	Actuador propuesto
Flexión-extensión del hombro	28 Nm	Servomotor Harmonic Drive mini FHA-14C-100, cuyo par torsional máximo es de $28 N \cdot m$ con masa de $1.3 kg$ .
Abducción-aducción del hombro	35 Nm	Servomotor Harmonic Drive (FHA-C) FHA-17C-50, cuyo par torsional máximo es de $39 N \cdot m$ con masa de $2.5 kg$ .
Rotación interna-externa de hombro	28 Nm	Servomotor Harmonic Drive mini FHA-14C-100, cuyo par torsional máximo es de $28 N \cdot m$ con masa de $1.3 kg$ .

Una vez concluido el diseño CAD y la selección de motores del prototipo, se evalúa su espacio de trabajo tomando en cuenta los parámetros mostrados en las Tablas 13-14, mediante una simulación gráfica de Matlab<sup>®</sup> y una simulación del prototipo virtual en ADAMS<sup>TM</sup>, como se muestra a continuación.

### 3.3.6. Simulación

#### Espacio de trabajo del dispositivo

En la rehabilitación es deseable devolver al paciente la capacidad de realizar los movimientos lo más cercano a los rangos funcionales que presentaba antes de sufrir la lesión, para ello se evalúa el espacio de trabajo que el dispositivo puede alcanzar.

Establecidos los parámetros funcionales, se calculó el espacio de trabajo que cumple el dispositivo diseñado, para ello se usó Matlab<sup>®</sup> donde se programaron movimientos independientes considerando la no existencia de una flexión en la articulación del codo.

#### Movimiento: Flexión-extensión del brazo

El dispositivo realiza el movimiento de flexión en un rango de  $0^\circ$  a  $140^\circ$  (corresponde al 78 % del valor ideal propuesto) y de  $0^\circ$  a  $50^\circ$  en extensión (valor ideal propuesto) ambos movimientos se realizan en el plano sagital, la longitud del brazo es variable en un rango de 24.0 cm a 51.0 cm (corresponde al 91 % del rango ideal propuesto), generando el área de trabajo mostrada en la Figura 59, donde el centro de rotación del hombro se encuentra en el punto (0,0), el rango de movimiento presenta una separación de  $1^\circ$  y se pueden ver la posición inicial y final del movimiento así como la longitud mínima y máxima del brazo.

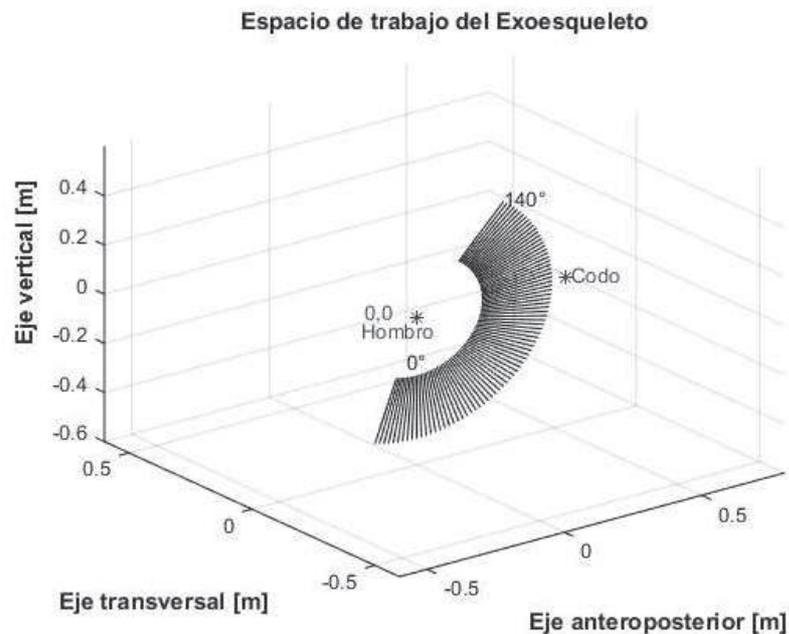


Figura 59: Espacio de trabajo del exoesqueleto en Matlab<sup>®</sup>: Flexión-extensión.

### Movimiento: Abducción-aducción del brazo

El movimiento de abducción se realiza idealmente en un rango de  $0^\circ$  a  $90^\circ$  (corresponde al valor marginalmente aceptable) y no presenta movimiento de aducción (no cumple con el valor marginalmente aceptable), ambos movimientos se realizan en el plano frontal, la longitud del brazo es la misma que en el movimiento de flexión-extensión, generando el área de trabajo mostrada en la Figura 60, donde el centro de rotación del hombro se encuentra en el punto (0,0), el rango de movimiento presenta una separación de  $1^\circ$  y se pueden ver la posición inicial y final del movimiento así como la longitud mínima y máxima del brazo.

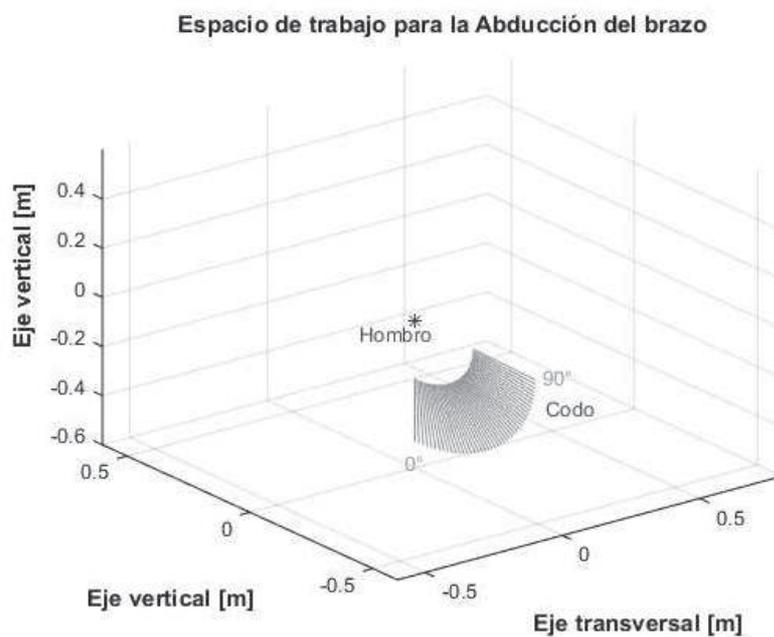


Figura 60: Espacio de trabajo del exoesqueleto en Matlab®: Abducción-aducción.

### Rotación interna - externa del brazo

Este movimiento se realiza en el plano horizontal una vez que el brazo se encuentra a una flexión de  $90^\circ$  en el plano sagital, a partir de esta posición se puede generar el movimiento de rotación interna en un rango de  $0^\circ$  a  $30^\circ$  (valor ideal propuesto) y en el caso de rotación externa de  $0^\circ$  a  $40^\circ$  (corresponde al valor marginalmente aceptable), generando el área de trabajo mostrada en la Figura 61, donde el centro de rotación del hombro se encuentra en el punto (0,0), el rango de movimiento presenta una separación de  $1^\circ$  y se pueden ver la posición inicial y final del movimiento así como la longitud mínima y máxima del brazo.

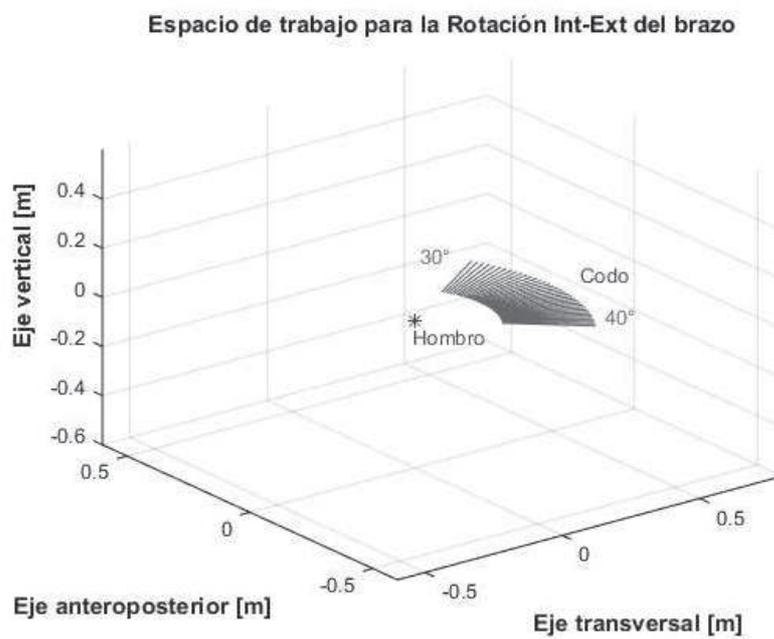


Figura 61: Espacio de trabajo del exoesqueleto en Matlab<sup>®</sup>: Rotación interna-externa.

En la Figura 62, se muestra una vista 3D del espacio de trabajo del dispositivo, donde el alcance del brazo es de 24.0-51.0 cm, los rangos de amplitud de cada movimiento son los descritos en los párrafos anteriores, cada uno con una separación de  $1^\circ$  considerando el centro de rotación del hombro en (0,0). Los movimientos del hombro mostrados son: flexión - extensión (color azul), abducción-aducción (color verde) y rotación interna-externa (color magenta), respectivamente.

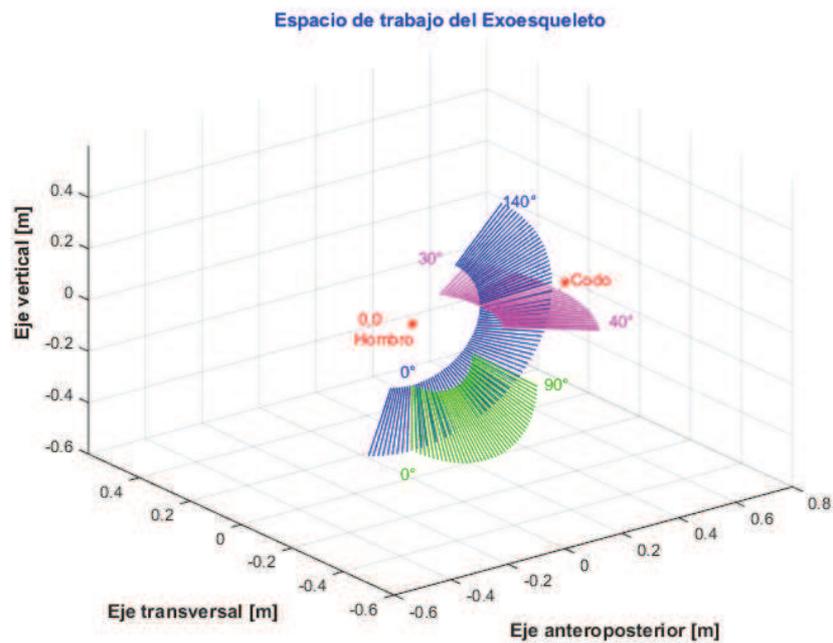


Figura 62: Espacio de trabajo del exoesqueleto en Matlab<sup>®</sup>: flexión-extensión del brazo (azul), abducción-aducción del brazo (verde) y rotación interna-externa del brazo (magenta).

### Programación de movimientos terapéuticos en ADAMS<sup>TM</sup>

Una vez analizado el espacio de trabajo de cada movimiento de manera independiente, se usó ADAMS<sup>TM</sup> con la finalidad de mostrar los movimientos y espacio de trabajo realizados por el prototipo, estos movimientos se indicaron a través de velocidades en los motores.

Se toma como caso de estudio una paciente de sexo femenino que presenta ruptura parcial del tendón supraespinoso. El tiempo total de la terapia es de 40 min, inicialmente se aplica una electroestimulación debido a que la paciente presenta dolor, posteriormente se realizan los movimientos físicos con períodos de descanso de acuerdo a la fatiga del paciente, lo que se busca con la rehabilitación es el fortalecimiento del brazo mediante 3 series de 10 repeticiones.

Las posiciones angulares de los motores se van a expresar mediante trayectorias lineales de la forma  $q = mt + b$  y polinomiales cúbicas de la forma  $q = a_0 + a_1t + a_2t^2 + a_3t^3$ , donde  $m, b, a_0, a_1, a_2$  y  $a_3$  son los coeficientes de los polinomios que dependen de las condiciones iniciales y finales del movimiento; las cuales son pre-establecidos para la terapia, en todos los casos la posición inicial es la posición de reposo y la final se indica en cada terapia.

#### Movimiento terapéutico de flexión

1. Terapia 1: En la Figura 63, se muestra la posición final del prototipo virtual (izquierda) y su gráfica de movimiento (derecha) a una flexión de 90° en 3 segundos, la única articulación que se actúa en ADAMS<sup>TM</sup> corresponde a la articulación de flexión en el hombro mediante la trayectoria lineal mostrada en la ecuación (3.27).

$$q_{flex} = 30t[^\circ] \quad (3.27)$$

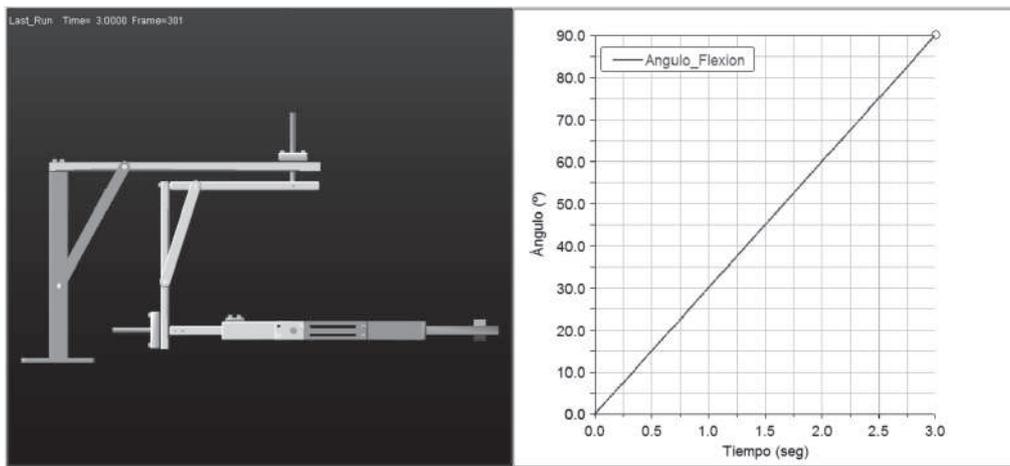


Figura 63: Movimiento en ADAMS<sup>TM</sup>: 90° flexión.

2. Terapia 2: En la Figura 64, se muestra la posición final del prototipo virtual (izquierda) y su gráfica de movimiento (derecha) a una flexión de 140° en 5 segundos, la única

articulación que se actúa en ADAMS<sup>TM</sup> corresponde a a articulación de flexión en el hombro mediante la trayectoria polinomial mostrada en la ecuación (3.28).

$$q_{flex} = 16,8t^2 - 2,24t^3 [^\circ] \quad (3.28)$$

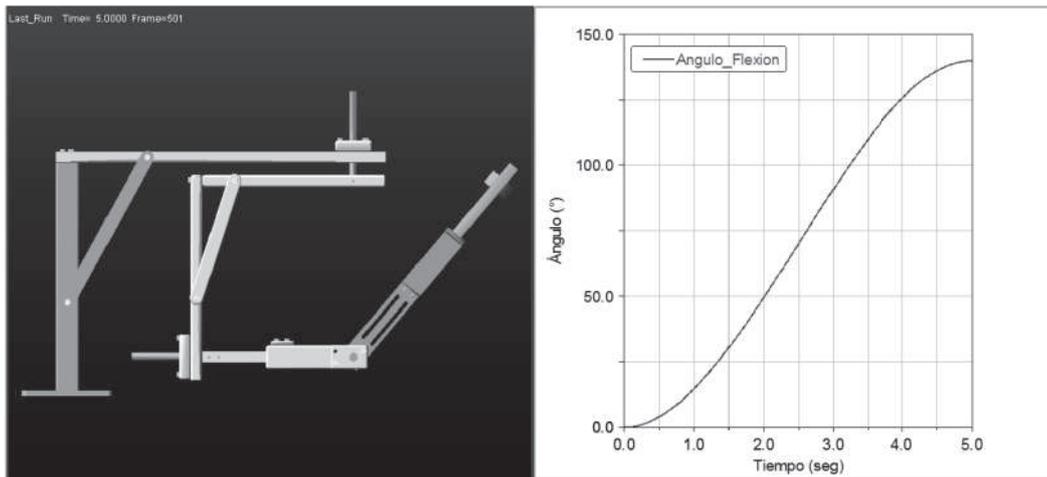


Figura 64: Movimiento en ADAMS<sup>TM</sup>: 140° flexión.

#### Movimiento terapéutico de abducción

1. Terapia 1: En la Figura 65, se muestra la posición final del prototipo virtual (izquierda) y su gráfica de movimiento (derecha) a una abducción de 90° en 3 segundos, la única articulación que se actúa en ADAMS<sup>TM</sup> corresponde a la articulación de abducción en el hombro mediante la trayectoria lineal expresada en la ecuación (3.29).

$$q_{abd} = 30t [^\circ] \quad (3.29)$$

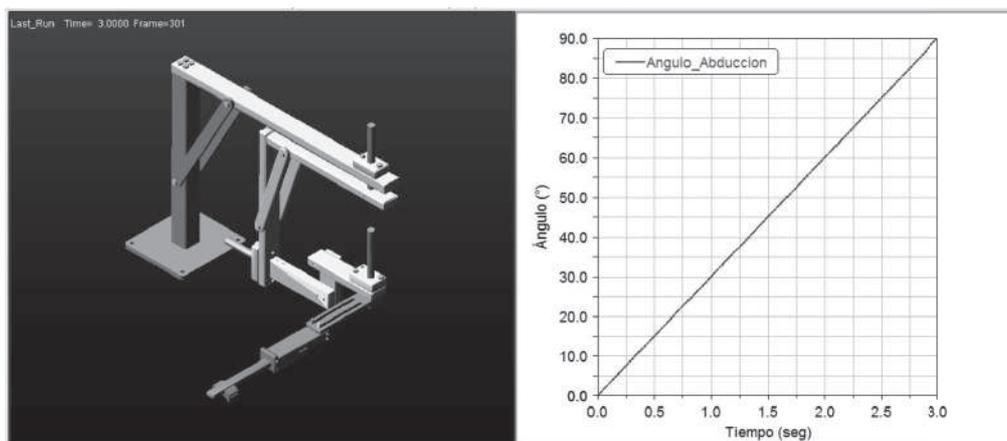


Figura 65: Movimiento en ADAMS<sup>TM</sup>: 90° abducción.

2. Terapia 2: En la Figura 66, se muestra la posición final del prototipo virtual (izquierda) y su gráfica de movimiento (derecha) a una abducción de  $60^\circ$  en 4 segundos, la única articulación que se actúa en ADAMS<sup>TM</sup> corresponde a la articulación de abducción en el hombro mediante la trayectoria polinomial expresada en la ecuación (3.30).

$$q_{abd} = 11,25t^2 - 1,875t^3 [^\circ] \quad (3.30)$$

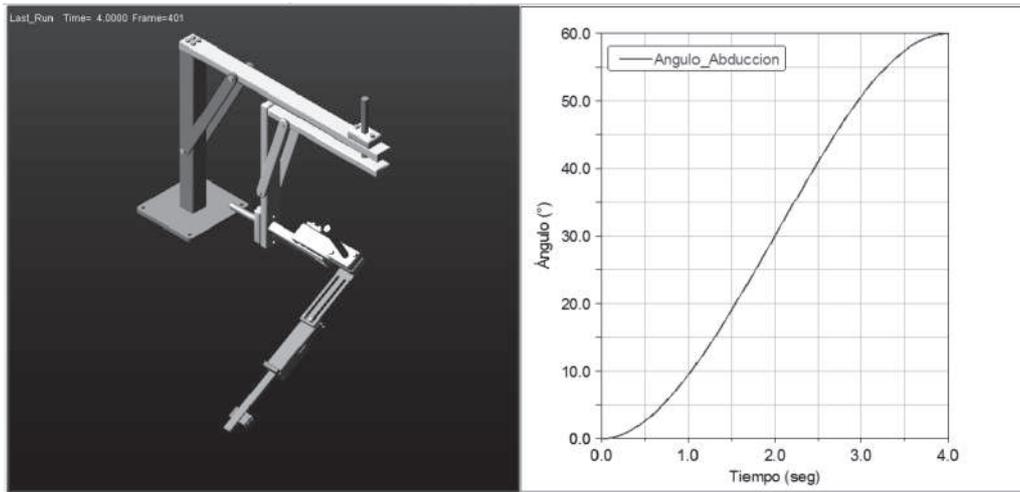


Figura 66: Movimiento en ADAMS<sup>TM</sup>:  $60^\circ$  abducción.

#### Movimiento terapéutico de rotación interna y externa

1. Terapia 1: En la Figura 67, se muestra la posición final del prototipo virtual (izquierda) y su gráfica de movimiento (derecha) a una rotación interna de  $30^\circ$  en 3 segundos, las únicas articulaciones que se actúan en ADAMS<sup>TM</sup> corresponden a las articulaciones de flexión y rotación interna en el hombro mediante las trayectorias lineales mostradas en (3.31).

$$\begin{aligned} q_{flex} &= 30t [^\circ] \\ q_{rot-int} &= 10t [^\circ] \end{aligned} \quad (3.31)$$

2. Terapia 2: En la Figura 68, se muestra la posición final del prototipo virtual (izquierda) y su gráfica de movimiento (derecha) a una rotación externa de  $40^\circ$  en 3 segundos, las únicas articulaciones que se actúan en ADAMS<sup>TM</sup> corresponden a las articulaciones de flexión y rotación externa en el hombro mediante las trayectorias mostradas en (3.32).

$$\begin{aligned} q_{flex} &= 30t [^\circ] \\ q_{rot-ext} &= 13,33t^2 - 2,963t^3 [^\circ] \end{aligned} \quad (3.32)$$

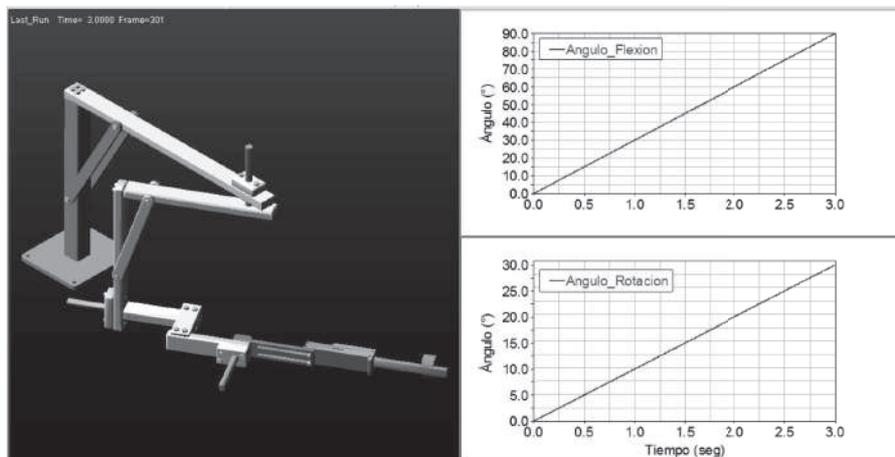


Figura 67: Movimiento en ADAMS<sup>TM</sup>: 30° rotación interna.

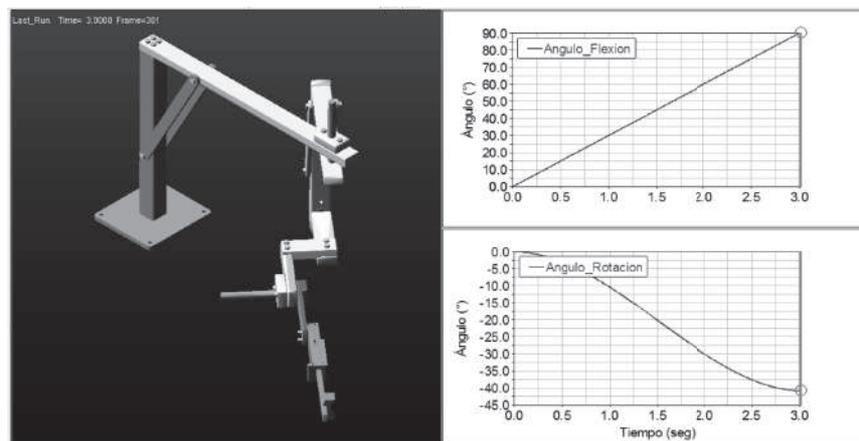


Figura 68: Movimiento en ADAMS<sup>TM</sup>: 40° rotación externa.

Cada uno de los movimientos programados en ADAMS<sup>TM</sup>, considera un acoplamiento ideal entre la postura del paciente y el exoesqueleto, es decir, los ejes de rotación del hombro del paciente coinciden con los del exoesqueleto, aunque en condiciones reales se puede presentar una no coincidencia de estos ejes, debido principalmente al ajuste de la antropometría humana con el exoesqueleto. En las trayectorias implementadas se tomó en cuenta un caso de estudio, sin embargo, cada una va a depender de la lesión presentada en el paciente y del proceso de rehabilitación que lleva a cargo el fisioterapeuta, dichas trayectorias deben de ser consideradas en el control del robot, como se verá en un ejemplo en el Capítulo 5 de este trabajo.

### 3.4. Análisis de resultados

El diseño final del robot cumple con las especificaciones objetivo establecidas al inicio de la metodología como se observó en las simulaciones realizadas en Matlab<sup>®</sup> y ADAMS<sup>TM</sup>, y gracias al análisis de elemento finito el diseño es factible para su manufactura.

La redundancia en el miembro superior tiene ventajas y una de ellas es que existe variabilidad en el desempeño de una misma tarea, sin embargo, la principal desventaja se presenta en el control del robot; ya que se deben seleccionar ciertas combinaciones de articulaciones y GDL para lograr la terapia deseada, dejando algunos GDL no controlables, de tal manera que no afecten el desempeño de la tarea, es por ello que en este caso se optó por considerar movimientos independientes en cada una de las articulaciones (actuación de una articulación a la vez). Al diseñar el sistema de control es necesario considerar el modelo dinámico del robot para cada articulación y las trayectorias que se deben implementar en cada movimiento, como las que se programaron en ADAMS<sup>TM</sup>, el uso de estas trayectorias en los sistemas de control ayuda a requerir pares de torsión menores a los actuadores.

Al realizar las simulaciones es posible llevar a cabo los rangos de movimientos ideales propuestos en el diseño, esto debido a que el software considera condiciones ideales de postura del paciente y del exoesqueleto, es decir, los ejes de rotación del hombro del paciente coinciden con los del exoesqueleto, aunque en condiciones reales se puede presentar una no coincidencia de estos ejes, debido principalmente al rango de variación correspondiente al perímetro del brazo obtenido de los datos antropométricos de la población adulta mexicana.

En este caso se usó SolidWorks<sup>®</sup> para el diseño CAD de las piezas, y para el análisis por elemento finito del ensamble usando la teoría de la energía de distorsión, Matlab<sup>®</sup> para los cálculos cinemáticos (cinemática directa, inversa y matriz Jacobiana) y la evaluación del espacio de trabajo del robot. ADAMS<sup>TM</sup> se usó como herramienta para realizar la validación de los pares torsionales y la cinemática del diseño propuesto mediante simulaciones de los movimientos terapéuticos en el prototipo virtual.

La norma ISO 13485, se cumple en lo referente a la etapa de diseño; la obtención de los requerimientos del cliente para establecer requerimientos del producto, lo cual forma parte inicial del plan de trabajo para el diseño y desarrollo del dispositivo, esta norma también ofrece la opción de realizar cambios llevando a cabo una correcta evaluación que contemple cambios efectivos en el desarrollo del dispositivo, esta última observación deberá ser tomada en cuenta en futuras etapas de optimización del dispositivo.

En el siguiente capítulo se desarrollará la manufactura y el ensamble del diseño descrito para obtener un prototipo físico.

# Capítulo

## 4. Manufactura y ensamble

---

La palabra manufactura significa hacer con las manos (manus=manos y factus=hacer), gran parte de la manufactura moderna se realiza con maquinaria computarizada y automatizada que se supervisa manualmente, en el ámbito tecnológico se refiere a la aplicación de procesos químicos y físicos que alteran la geometría, las propiedades o el aspecto de un determinado material para elaborar partes o productos terminados, los procesos para realizar la manufactura involucran una combinación de máquinas, herramientas, energía y trabajo manual. La manufactura se realiza como una sucesión de operaciones acercando cada vez mas al material al estado final deseado. En el ámbito económico, la manufactura es la transformación de materiales en artículos de mayor valor, a través de una o más operaciones o procesos de ensamble. El punto clave es que la manufactura agrega valor al material original, cambiando su forma o propiedades. El material original se vuelve más valioso mediante las operaciones de manufactura que se ejecuten sobre él [33].

El objetivo de esta etapa es obtener como prototipo físico la estructura mecánica del exoesqueleto cumpliendo con las características dimensionales y funcionales descritas en el Capítulo 3. A continuación se describe el proceso de maquinado de cada una de las piezas que conforman el exoesqueleto y su ensamble para obtener el prototipo resultante.

## 4.1. Materiales en manufactura

La mayoría de materiales en ingeniería pueden ser clasificados en 3 categorías básicas: (1) metales, (2) cerámicos y (3) polímeros. Sus composiciones químicas así como sus propiedades mecánicas y físicas son diferentes, lo cual afecta sus procesos de manufactura. Además de las 3 categorías básicas existe otra (4) materiales compuestos, los cuales son mezclas homogéneas de los 3 anteriores [33].

A continuación se describen las características generales de los grupos de materiales que se utilizaron en el prototipo final.

### Metales

Los usados comúnmente en manufactura son aleaciones, las cuales están compuestas de dos o más elementos, en donde por lo menos uno es metálico. Los metales pueden dividirse en 2 grupos: (1) ferrosos y (2) no ferrosos (ver Tabla 19) [33].

Tabla 19: Grupos de metales.

Metales ferrosos	Metales no ferrosos
<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Se basan en el hierro.</li> <li>✓ Incluyen acero y hierro colado (grupo de materiales comerciales más importantes).</li> <li>✓ El acero es el elemento más importante de este grupo, tiene aplicaciones en la industria de la construcción, en el transporte y en productos de consumo, algunas de sus características que lo hacen popular son: (1) buena resistencia mecánica, (2) relativo bajo costo entre los metales y (3) facilidad de procesado en una gran variedad de procesos de manufactura.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Incluyen las aleaciones y los metales puros de aluminio, cobre, oro, magnesio, níquel, plata, estaño, titanio, zinc y otros metales.</li> <li>✓ El aluminio es fácil de procesar.</li> <li>✓ El níquel y el titanio son difíciles de procesar.</li> </ul>

### Polímeros

Un polímero es un compuesto formado por repetidas unidades estructurales llamadas meros cuyos átomos comparten electrones para formar moléculas muy grandes, están constituidos generalmente por carbón y otros elementos como hidrógeno, nitrógeno, oxígeno y cloro, se dividen en tres categorías [33]:

1. Polímeros termoplásticos. Pueden someterse a múltiples ciclos de calentamiento y enfriamiento sin alterar sustancialmente la estructura molecular del polímero.
2. Polímero termofijos. Estas moléculas se transforman químicamente (se curan) en una estructura rígida cuando se enfrían después de una condición plástica por calentamiento.

to, de aquí el nombre de termofijo. Algunas sustancias de esta familia son las resinas fenólicas, aminorresinas y resinas epóxicas. Aunque se usa el término termofijo, algunos de estos polímeros se curan mediante mecanismos no térmicos.

3. Elastómeros. Estos polímeros exhiben un comportamiento elástico importante, de aquí el nombre de elastómero. En esta categoría se encuentra el hule natural, el neopreno, las siliconas y el poliuretano.

## 4.2. Procesos de manufactura

Los procesos de manufactura pueden dividirse en dos tipos básicos: (1) operaciones de proceso y (2) operaciones de ensamble (ver Figura 69). Una operación de proceso transforma un material de trabajo de una etapa a otra más avanzada utilizando energía (mecánica, térmica, eléctrica o química), que lo sitúa cerca del estado final deseado para el producto. Esto le agrega valor al cambiar la geometría, las propiedades o la apariencia del material inicial. Una operación de ensamble une dos o más componentes para crear una nueva entidad llamada ensamble, subensamble o cualquier otra manera que se refiera al proceso de unir [33].

En este trabajo de tesis los principales procesos de formado que se utilizaron fueron: para el caso del aluminio y del acero el proceso de remoción de material (ver Figura 69), en el cual el material inicial es un sólido (dúctil o frágil) del cual se quita material para que la pieza resultante tenga la geometría deseada, los procesos más importantes en esta categoría son: torneado, taladrado y fresado ([33]).

## 4.3. Impresión 3D

En la impresión 3D se aplica la técnica de prototipado rápido modelado por deposición fundida (FDM), a través de la cual se obtiene una pieza a escala real diseñada en el ordenador por medio de extrusión de plástico por capas y el posicionamiento de una herramienta en tres dimensiones.

El prototipado rápido (RP) es un término que abarca una gama de nuevas tecnologías para producir piezas exactas directamente desde modelos CAD en pocas horas, con poca necesidad de intervención humana, permitiendo comprobar el ensamblaje y la función de los diseños, así como discutir los problemas de fabricación con un prototipo fácil de interpretar y sin ambigüedad. En consecuencia, se minimizan los errores y se reducen sustancialmente los costes de desarrollo de los productos y los plazos de entrega. Se ha afirmado que RP puede reducir los costos de nuevos productos en hasta un 70% y el tiempo de comercialización en un 90%. Las tecnologías RP pueden dividirse en aquellas que implican la adición de material y en las que implican su eliminación. Un problema importante es la generación automática de soporte y la orientación de las piezas; la orientación parcial influirá en el tiempo de construcción del prototipo final y en el acabado superficial de las áreas críticas y el número y la posición de los soportes dependen en cierta medida de la dirección de construcción elegida [81].

La máquina FDM consiste en una cabeza móvil que deposita un hilo de material fundido

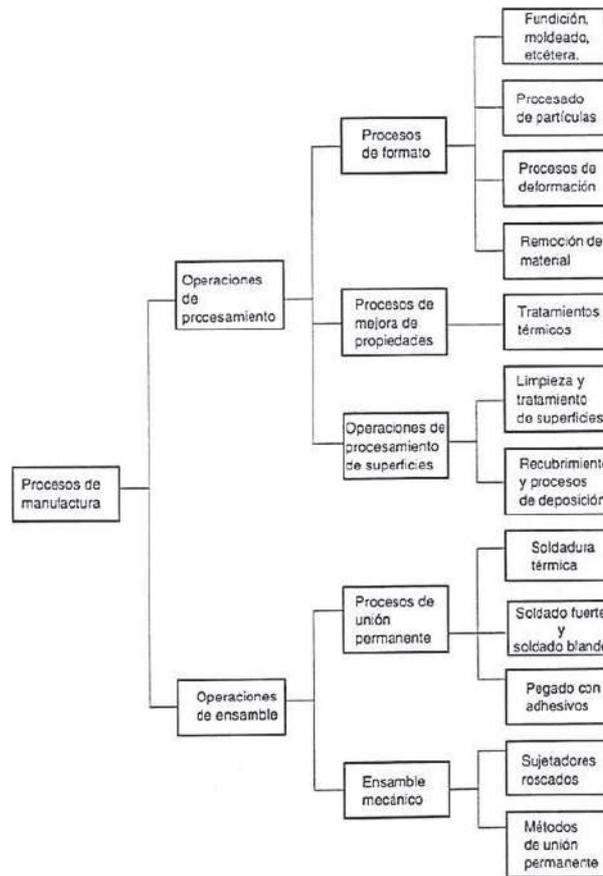


Figura 69: Clasificación de procesos de manufactura. Imagen tomada de [33].

sobre un sustrato. El material de construcción se calienta a  $0,5^{\circ}C$  por encima de su punto de fusión para que se solidifique aproximadamente 0,1 s después de la extrusión y soldadura en frío a las capas anteriores. Los factores a tener en cuenta son la necesidad de una velocidad de boquilla y velocidad de extrusión de material estables, la adición de una estructura de soporte para piezas sobresalientes y la velocidad de la cabeza que afecta al espesor total de la capa [81].

#### 4.4. Maquinaria y procesos de manufactura

En la Figura 70, se muestra una vista explosionada del prototipo, en ella se pueden destacar las piezas de acero (piezas de color naranja), piezas de aluminio (piezas en color gris), tornillos (color azul), rodamientos (color amarillo), opresores (color magenta), ejes (color verde) y piezas de PLA (color cyan), los dibujos técnicos correspondientes a cada pieza se encuentran en el Anexo A (dibujos técnicos), la información de los actuadores rotatorios y la columna telescópica propuestos en los Anexos B y C respectivamente, los tornillos en el Anexo D y los rodamientos en el Anexo E.

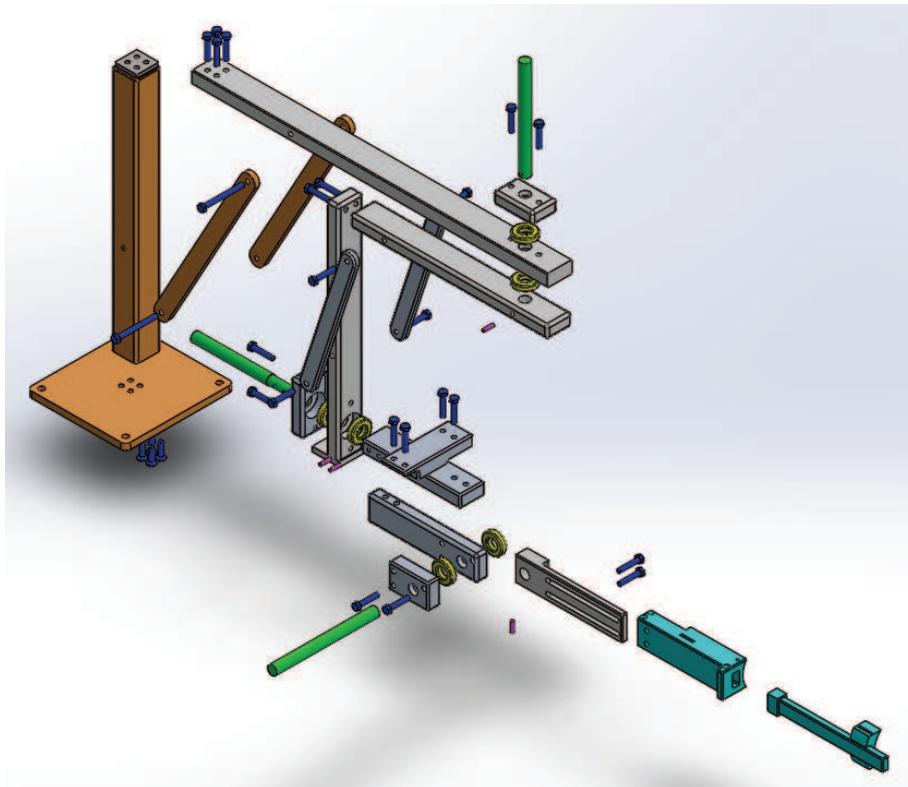


Figura 70: Vista explosionada del prototipo.

El procedimiento a seguir para la obtención de las piezas del prototipo final se muestra en la Figura 71, este incluye de forma general 8 etapas: las primeras 2 conciernen a la obtención de la materia prima, herramientas, elementos mecánicos e insumos, y las restantes a los procesos de manufactura llevados a cabo para cada pieza del prototipo.

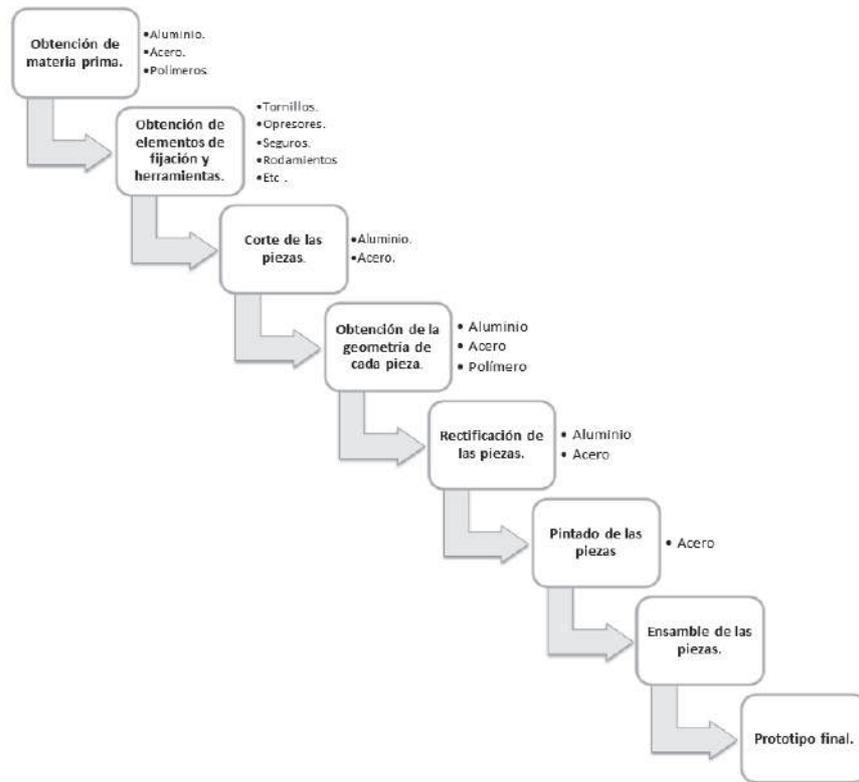


Figura 71: Diagrama de procedimiento de manufactura para la obtención del prototipo final.

Descripción a detalle de cada una de las etapas anteriormente mencionadas:

**Obtención de materia prima** La solera de aluminio 6061 se obtuvo directamente de una compañía de metales, los componentes de acero (PTR, placas y ejes) se obtuvieron de una ferretería (pedacería) y el filamento de ácido poliláctico (PLA) de diámetro 1.75 mm de un proveedor autorizado.

#### **Obtención de elementos de fijación, herramientas de corte, rodamientos y pinturas**

Los elementos de fijación (tornillos (Figura 72b), opresores (Figura 72c) y seguros (Figura 72d) y machuelos (Figura 72e) se consiguieron en un centro tornillero, los rodamientos se consiguieron en una refaccionaria y las herramientas y maquinaria fueron proporcionadas en el Taller de Manufactura Avanzada de la Universidad Tecnológica de la Mixteca (maneral, llaves, limas, lijas, brocas, cortadores, boquillas, buriles, prensas, transportador de precisión, indicador de carátula, alineador de centros, etc).

En la Tabla 20 de muestran la cantidad y características de cada materia prima, herramientas, elementos mecánicos e insumos necesarios antes de comenzar el proceso de maquinado.

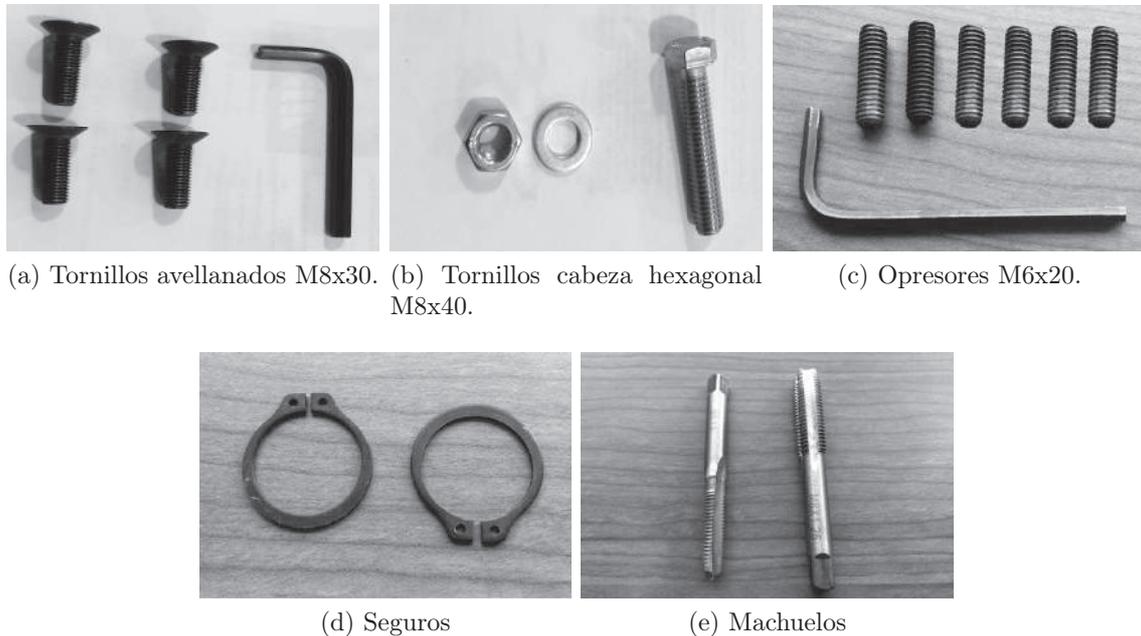


Figura 72: Elementos de Fijación.

Tabla 20: Materias primas, herramientas, elementos mecánicos e insumos a utilizar.

Núm.	Cantidad	Descripción	Costo
1	1	Solera de aleación de aluminio 6061 (2in x 1in x 144in)	\$ 1600
2	1	PTR (2in x 2in x 23in)	\$ 100
3	1	Placa de acero (12in x 12in x $\frac{1}{2}$ in)	\$ 350
4	1	Placa de acero (24in x 8in x $\frac{3}{8}$ in)	\$ 300
5	3	Eje de acero ( $\frac{3}{8}$ in x 8in )	\$ 100
6	6	Rodamientos R12-2RS	\$ 300
7	30	Tornillos cabeza hexagonal y tuercas M8 x 40mm	\$ 200
8	2	Tornillos cabeza hexagonal y tuercas M8 x 80mm	\$ 30
9	4	Tornillos avellanados M8 x 30mm	\$ 30
10	6	Opresores métricos M6 x 20mm	\$ 20
11	4	Seguros para eje de $\frac{3}{4}$ in	\$ 50
12	1	Machuelo M8 x 1.25	\$ 60
13	1	Machuelo M6 x 1.0	\$ 60
14	-	Llaves allen (para tornillo cónico M8, para opresor M6)	\$ 50
15	-	Pintura	\$ 300
16	-	Velcro y sujetadores	\$ 100
17	1	LLave mixta (13mm)	-
18	-	Conos y boquillas para la fresadora CNC para los diferentes cortadores	-
19	-	Boquillas R8 para la fresadora vertical.	-

Núm.	Cantidad	Descripción	Costo (M.N)
20	-	Cortadores planos: $\frac{3}{8}in$ y $\frac{1}{4}in$ .	—
21	-	Cortadores de bola: $\frac{3}{8}in$ y $\frac{1}{4}in$ .	—
22	-	Brocas: $\frac{1}{4}in$ , $\frac{5}{16}in$ , $\frac{13}{64}in$ y $\frac{5}{8}in$ .	—
23	1	Vernier	—
24	1	Disco de corte	—
25	1	Segueta	—
26	1	Maneral para machuelo	—
27	1	Buril	—
28	1	Lima bastarda	—
29	1	Pulidora	—
30	1	Electrodo de $\frac{1}{8}$ E-6013VD.	—
31	-	Material de repuesto y extras	\$ 550

**Corte de las piezas** El corte de las piezas se llevó a cabo de acuerdo al tipo de material, las piezas de aluminio se cortaron con la sierra cinta y las piezas de acero se cortaron con la cortadora de plasma (placas  $\frac{1}{2}in$  y  $\frac{3}{8}$ ), la sierra inglete (PTR) y segueta (placa  $\frac{1}{4}$ ).

**Obtención de la geometría deseada** En esta etapa el proceso se dividió de acuerdo al material, en la Figura 73 se muestran los pasos seguidos para el aluminio (Figura 73a), acero (Figuras 73b y (73d)), acero PTR (73c) y PLA (Figuras 76a), respectivamente. Los primeros dos casos usan el proceso de formado por remoción de material (el material inicial es un sólido del cual se quita material para que la pieza resultante tenga la geometría deseada), en el tercer caso (acero PTR) se utiliza un proceso de unión permanente de forma manual como lo es la soldadura por arco eléctrico (la unión de los metales es a través del calor de un arco eléctrico entre un electrodo y el trabajo) y para el PLA se hizo uso de la impresión 3D, en cada uno de los casos la entrada es un modelo CAD tridimensional desarrollado en SolidWorks®, posteriormente este modelo es exportado a diferentes formatos según el proceso a seguir y el tipo de maquinaria a utilizar.



Figura 73: Procedimientos para la obtención de las geometrías deseadas para las piezas.

Las características generales de la impresora 3D Mbot Grid II se muestran en la Tabla 21

Tabla 21: Características de la impresora 3D: Mbot Grid II.

Parámetro	Valor
Tecnología de impresión	Modelado por deposición fundida
Filamento	1.75 mm
Volumen de trabajo	235x210x180 mm

Parámetro	Valor
Resolución de impresión	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Baja = <math>\geq 0.3</math>.mm</li> <li>✓ Media = 0.2 mm</li> <li>✓ Alta = 0.1 mm</li> </ul>
Resolución de capa	0.1-0.3 mm
Velocidad de construcción	50 - 120 mm/s
Temperatura del extrusor	210-260°C
Alimentación	110/220 V 150 W
Materiales	ABS, PLA
Tipo de archivo soportado	STL
Data input	USB/SD(.x3g file)
Software	MPrint / ReplicatorG
Motores a pasos	1.8° step angle con $\frac{1}{16}$ micro step
Sistema operativo	Windows 7/10, MAc OS

En el Anexo F, se muestran los parámetros de operación de las máquinas para cada una de las operaciones realizadas en las piezas.

Los parámetros señalados en el Anexo F (Tabla 23) fueron una referencia para comenzar el maquinado. Sin embargo, durante el proceso se realizaron cambios en las revoluciones de giro de las herramientas tanto en el torno como en la fresadora, esto debido al acabado que se obtenía de las piezas durante el proceso y al estado de las herramientas al momento de ser utilizadas.

**Ensamble** El tipo de ensamble utilizado es el ensamble mecánico (ver Figura 69), es decir la forma de unión entre los componentes puede deshacerse fácilmente o cuando convenga, por ello se usan pernos métricos hexagonales M8x1.25 para las piezas de aluminio y acero, respectivamente, en el caso de los ejes la unión es a través de rodamientos en el caso de las piezas fijas y ajustes de presión con opresores M6x1 en el caso de piezas de transmisión de movimiento, finalmente para evitar el deslizamiento de los ejes con las piezas se utilizaron seguros para ejes de  $\frac{3}{4}$ .

El proceso de ensamble fue el siguiente:

1. Obtener las geometrías de las piezas finales.
2. Pesar cada una de las piezas.

Tabla 22: Peso de las piezas finales.

Núm.	Nombre de la pieza	Peso (gr)
1	Eslabón 1	2395
2	Eslabón 2	1345
3	Eslabón 3	1445
4	Sujeción Esl2-3 (derecha)	295
5	Sujeción Esl2-3 (izquierda)	295
6	EstAbd	650
7	UnionEstAbdBrazo3	395
8	UnionEstAbdBrazo	630
9	UnionEstAbdBrazo2	335
10	Brida Rot	200
11	Brida Abd	265
12	Brida Flex	195
13	PTR	2175
14	UnionExoBaseFija (derecha)	1060
15	UnionExoBaseFija (izquierda)	1060
16	BaseSupColumna	4525
17	Eje Rot	445
18	Eje Abd	410
19	Eje Flex	445
20	Brazo parte 1	230
21	Brazo parte 2	130
22	Rodamiento R12-2RS	60
23	Tornillo conico	10
24	Tornillo M8 con arandela y tuerca	20
25	Tornillo M8 y tuerca	15
26	Prisionero M6	5
	Peso total	19.210 kg

3. Ensamble de las piezas de acero. El resultado de este ensamble forma la parte fija que une la columna telescópica con la estructura del exoesqueleto, las piezas que conforman este ensamble se unieron de la siguiente forma: tornillos avellanados M8x1.25 para unir el PTR con la placa de acero de  $\frac{1}{2}$ in, y tornillos cabeza hexagonal M8x1.25 (80mm) con tuercas y M8x1.25 (40mm) (ver Figura 74).
4. Colocación de los rodamientos R12-2RS en las piezas de aluminio. La colocación de los rodamientos fue a presión y el resultado final de esta etapa se muestra en la Figura 75.



Figura 74: Ensamble de piezas de acero.



Figura 75: Piezas de aluminio con rodamientos.

5. Ensamble de las piezas de PLA. Una vez obtenidas las piezas por impresión 3D se realizó su ensamble (ver Figuras 76a y 76b), para posteriormente colocarlas en el ensamble final.
6. Ensamble final. Para unir las piezas de aluminio se utilizaron tornillos M8 (40mm), los ejes se colocaron en las piezas con rodamientos y finalmente para evitar el desplazamientos de las piezas de aluminio en los ejes se utilizaron seguros, la unión entre las piezas de acero y las de aluminio se realizó a través de tornillos M8 (80mm) (el ensamble obtenido se puede apreciar en las Figuras 77), finalmente la unión de las piezas de PLA con el resto del ensamble se realizó a través de tornillos M8 (40mm) por lo tanto el ensamble final resultante se muestra en la Figura 78.

Para la fabricación del dispositivo se cumplió con la norma NOM-241-SSA1-2012, ya que se usó la indumentaria de trabajo y equipo de protección (lentes, guantes, etc.) adecuados, el taller donde se fabricó cada una de las piezas del dispositivo cuenta con las medidas de higiene y seguridad adecuadas, el personal que opera la maquinaria cuenta con la experiencia suficiente para hacer las debidas recomendaciones en el usó y operación de la maquinaria, y la maquinaria cumple con las características de calidad, instalaciones, condiciones de operación y mantenimiento favorables.



(a) Piezas de PLA (impresión 3D) (b) Ensamble de piezas de PLA.

Figura 76: Piezas individuales de PLA y su ensamble.



(a) Vista 1.

(b) Vista 2.

Figura 77: Vistas del ensamble de las piezas de acero y aluminio.

Durante la etapa de maquinado se utilizaron diferentes procesos de acuerdo al material usado, en cada uno fue necesario realizar ajustes en los parámetros de operación debido a las condiciones de la maquinaria y de la herramienta, los procesos para el aluminio y el acero fueron realizados de forma manual a excepción de los realizados en la fresadora CNC, para todos se realizaron calibraciones manuales de las herramientas y del material, por lo tanto el porcentaje de error se debe al operario, para el caso de la impresión 3D la calibración se llevó a cabo por medio de un script ejecutado en el software ReplicatorG por lo tanto el porcentaje de error es mínimo y se debe a las condiciones de operación. Por la naturaleza de los procesos que requiere menor presencia humana es la impresión 3D, es necesario considerar la velocidad de boquilla y velocidad de extrusión, la adición de una estructura de soporte, el espesor de las capas, la orientación de la pieza y el espesor total de la pieza.

Algunos factores que tienen en común los procesos son: el tiempo del proceso es proporcional al acabado de pieza requerido, requieren de la supervisión del operario, los procesos están limitados a las especificaciones de la maquinaria y el material con los que se cuentan, entre otros.



Figura 78: Ensamble final de la estructura mecánica del exoesqueleto en posición inicial.

El tiempo de elaboración de las piezas de aluminio y metal así como su ensamble fue de 5 semanas y el de las piezas hechas en impresión 3D fue de 2.5 semanas, por lo tanto el tiempo total del maquinado fue de 8 semanas.

El fisioterapeuta Rubén López Ramírez, probó el prototipo físico con una persona del sexo masculino en posición sentada con longitud de brazo de 24 cm y perímetro de 26 cm, en este caso se adaptó el exoesqueleto al brazo de la persona y se probaron cada uno de los movimientos (ver Figuras 79-81), finalmente se corroboraron los rangos funcionales de cada movimiento.



(a) Movimiento de Flexión a 0°. (b) Movimiento de flexión a 40°. (c) Movimiento de flexión a 90°. (d) Movimiento de flexión a 140°.

Figura 79: Secuencia de terapia de rehabilitación: movimiento de flexión.



(a) Movimiento de abducción a  $0^\circ$ . (b) Movimiento de abducción a  $30^\circ$ . (c) Movimiento de abducción a  $60^\circ$ . (d) Movimiento de abducción a  $90^\circ$ .

Figura 80: Secuencia de terapia de rehabilitación: movimiento de abducción.



(a) Movimiento de rotación externa a  $0^\circ$ . (b) Movimiento de rotación externa a  $20^\circ$ . (c) Movimiento de rotación externa a  $40^\circ$ .

Figura 81: Secuencia de terapia de rehabilitación: movimiento de rotación externa.

El prototipo físico cumple con la norma ISO 13482 en lo referente al diseño mecánico, debido a que no cuenta con partes móviles durante su funcionamiento, las piezas unidas por sujeción mecánica y ajuste a presión necesitan de herramientas para ser removidas, el dispositivo funciona adecuadamente dentro del espacio de trabajo (descrito en la sección anterior), por lo tanto el software que lo opere debe de tomarlo en cuenta, así como las limitantes de cargas y velocidades que debe manejar el dispositivo, y en cuanto a la parte de control debe de tomar en cuenta las singularidades (se propone el manejo independiente de cada una de las articulaciones, un ejemplo se muestra en el capítulo 5), por lo tanto los aspectos que incluyen medidas de seguridad respecto a los sensores, actuadores, componentes electrónicos y estrategias de control, no se cumplen en esta tesis y deberán ser tomados en cuenta cuando se incluyan estas partes en el prototipo.



# Capítulo

## 5. Modelo dinámico y control

---

Como se concluyó en el Capítulo 3, el control a ser implementado en el robot va a considerar articulaciones independientes para cada ley de control, es por ello que en este capítulo se presenta el diseño de un controlador no lineal con seguimiento de trayectoria, el cuál es aplicado al modelo dinámico del robot como un péndulo simple para el movimiento de flexión-extensión del brazo humano. El esquema de control aplicado es planitud diferencial y el modelo matemático fue obtenido a partir de las ecuaciones dinámicas de Euler-Lagrange. Finalmente se realizará una evaluación de desempeño, considerando el error del control de seguimiento de trayectoria.

### 5.1. Modelado dinámico del exoesqueleto como péndulo simple para el movimiento de flexión-extensión

A continuación se desarrolla el modelado usando la metodología de Euler-Lagrange para sistemas no conservativos [30].

En la Figura 82 se muestra la representación gráfica simplificada de la parte del exoesqueleto a modelar.

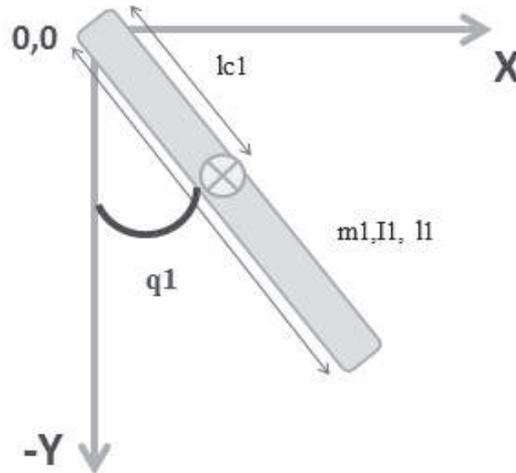


Figura 82: Representación del plano sagital del exoesqueleto de 1 GDL.

donde:

$q_1$  Articulación de flexión - extensión del hombro.

$l_1$  Longitud de la extremidad superior.

$m_1$  Masa total de la extremidad superior.

$I_1$  Momento de inercia del brazo mecánico a su centro de masa.

$l_{c1}$  Longitud al centro de gravedad de la masa  $m_1$ .

$g$  Aceleración de la gravedad

### Ecuaciones de movimiento

Posición:

$$\begin{aligned}x &= l_1 \sin(q_1), \\y &= -l_1 \cos(q_1),\end{aligned}$$

Velocidad:

$$\begin{aligned}\dot{x} &= l_1 \cos(q) \dot{q}, \\ \dot{y} &= l_1 \sin(q) \dot{q},\end{aligned}$$

$$\dot{x}^2 + \dot{y}^2 = l_1^2 \dot{q}^2,$$

Energía cinética:  $k = \frac{1}{2}I_1 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}m_1 l_1^2 \dot{q}_1^2,$

Energía potencial:  $U = -m_1 g l_{c1} \cos(q_1),$

Usando el modelado basado en energía se tiene la definición de Lagrangiano (ecuación (5.33)):

$$L = T - U \quad (5.33)$$

donde:

$L$  El lagrangiano.

$T$  Es la energía cinética.

$U$  Es la energía potencial.

En este caso se va a considerar la acción de la fricción, y se usa la ecuación de Lagrange para el caso no conservativo, la cuál se muestra en la ecuación (5.34).

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}_i} = \tau \quad (5.34)$$

$$D = \frac{1}{2} C_1 \dot{q}_1^2$$

donde:

$D$  Es la función de disipación.

$C_1$  Es la constante de amortiguamiento.

En la ecuación (5.35) se muestra la expresión del Lagrangiano:

$$L = \frac{1}{2}I_1 \dot{q}_1^2 + \frac{1}{2}m_1 l_1^2 \dot{q}_1^2 + m_1 g l_{c1} \cos(q_1), \quad (5.35)$$

La ecuación (5.36) representa el modelo dinámico del sistema.

$$[I_1 + m_1 l_1^2] \ddot{q}_1 + C_1 \dot{q}_1 + m_1 g l_{c1} \sin(q_1) = \tau_1 \quad (5.36)$$

Reescribiendo la ecuación (5.36) se tiene.

$$\ddot{q}_1 = -\frac{C_1}{[I_1 + m_1 l_1^2]} \dot{q}_1 - \frac{m_1 g l_{c1}}{[I_1 + m_1 l_1^2]} \sin(q_1) + \frac{1}{[I_1 + m_1 l_1^2]} \tau_1 \quad (5.37)$$

Representando la ecuación (5.37) en variables de estado se obtiene el sistema de ecuaciones (5.38):

$$\begin{aligned} x &= (q_1, \dot{q}_1)^T = (x_1, x_2)^T \\ \dot{x}_1 &= x_2 \\ \dot{x}_2 &= -\frac{C_1}{[I_1 + m_1 l_1^2]} x_2 - \frac{m_1 g l_{c1}}{[I_1 + m_1 l_1^2]} \sin(x_1) + \frac{1}{[I_1 + m_1 l_1^2]} \tau_1 \end{aligned} \quad (5.38)$$

El sistema de ecuaciones (5.38) es un sistema no lineal con múltiples puntos de equilibrio, en este caso se hará uso del concepto de linealización por retroalimentación de sistemas no lineales para construir una ley de control no lineal llamada también *control de lazo interno*, esta ley de control se obtiene después de un cambio de coordenadas en el espacio de estados, como se muestra a continuación.

## 5.2. Determinación de la salida plana del sistema

Para obtener la salida plana del sistema se evalúan las condiciones del teorema de Frobenius (ecuaciones (2.10-2.13)) y se usa la representación de variables de estado del sistema (sistema de ecuaciones 5.38) en su forma no lineal afín (ecuación (5.39)), con  $u = \tau$ .

$$\begin{aligned} \dot{x} &= f(x) + g(x)u \\ y &= h(x) \end{aligned} \quad (5.39)$$

donde:

$$\begin{aligned} f(x) &= \begin{pmatrix} x_2 \\ \frac{-c_1}{m_1 l_1^2 + I_1} x_2 - \frac{m_1 g l_{c1}}{m_1 l_1^2 + I_1} \sin(x_1) \end{pmatrix} \\ g(x) &= \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{1}{m_1 l_1^2 + I_1} \end{pmatrix} \end{aligned}$$

Primera condición de Frobenius: controlabilidad del sistema

La siguiente matriz de controlabilidad se forma al evaluar la ecuación (2.10):

$$Cont = \begin{pmatrix} 0 & \frac{1}{m_1 l_1^2 + I_1} \\ \frac{1}{m_1 l_1^2 + I_1} & \frac{-C_1}{(m_1 l_1^2 + I_1)^2} \end{pmatrix}$$

El determinante de la matriz de controlabilidad se muestra en la ecuación (5.40):

$$\det(Cont) = -\frac{1}{I_1^2 + 2l_1^2 m_1 I_1 + l_1^4 m_1^2} \quad (5.40)$$

Al ser el determinante diferente de cero, el rango de la matriz de controlabilidad es  $n=2$ . Por lo tanto se cumple la primer condición del teorema de Frobenius.

Segunda condición de Frobenius: involutividad del sistema

La involutividad del sistema se obtiene al evaluar las ecuaciones (2.11 y 2.12), resultando:

$$D = [g(x)] = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{m_1 l_1^2 + I_1} \end{bmatrix}$$

$$D_{aumentada} = [g(x)] = \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{m_1 l_1^2 + I_1} \end{bmatrix}$$

como los vectores de campo de  $D$  son linealmente independientes el sistema es involutivo, por lo tanto se cumple la segunda condición del Teorema de Frobenius.

Al cumplirse las dos condiciones del Teorema de Frobenius, existe salida plana para el sistema.

### Cálculo de la salida plana del sistema

Se obtiene al evaluar la ecuación (2.13)

$$\begin{bmatrix} \frac{\partial h}{\partial x_1} & \frac{\partial h}{\partial x_2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ \frac{1}{m_1 l_1^2 + I_1} \end{bmatrix} = 0$$

Por lo tanto:

$$\frac{\partial h}{\partial x_2} \left( \frac{1}{m_1 l_1^2 + I_1} \right) = 0 \rightarrow \frac{\partial h}{\partial x_2} = 0$$

Se concluye que la salida plana del sistema  $h(x) = x_1 = q_1$ .

Conocida la salida plana se obtiene la ley de control como se muestra a continuación.

### 5.3. Controlador por planitud diferencial

La salida plana del sistema y su derivada se muestran en las ecuaciones (5.41) y (5.42):

$$F = x_1 \quad (5.41)$$

$$\dot{F} = x_2 \quad (5.42)$$

sustituyendo  $F$  y  $\dot{F}$  en la ecuación dinámica del sistema (ecuación (5.36)), se tiene la ecuación (5.43):

$$[I_1 + m_1 l_1^2] \ddot{F} + C_1 \dot{F} + m_1 g l_{c1} \sin(F) = \tau_1 = u \quad (5.43)$$

Definiendo la dinámica del error en lazo cerrado, se tiene la ecuación (5.44)

$$[I_1 + m_1 l_1^2] V_{aux} + C_1 \dot{F} + m_1 g l_{c1} \sin(F) = u \quad (5.44)$$

donde

$$V_{aux} = \ddot{F} - k_1(\dot{F} - \dot{F}^*) - k_0(F - F^*)$$

Al igualar las ecuaciones (5.43) y (5.44), se obtiene:  $V_{aux} = \ddot{F}$ , por lo tanto

$$\ddot{F} = \ddot{F}^* - k_1(\dot{F} - \dot{F}^*) - k_0(F - F^*) \quad (5.45)$$

Definiendo el error de la siguiente forma:

$$e = F - F^* \quad (5.46)$$

$$\dot{e} = \dot{F} - \dot{F}^* \quad (5.47)$$

$$\ddot{e} = \ddot{F} - \ddot{F}^* \quad (5.48)$$

Sustituyendo las ecuaciones (5.46) a (5.48) en la ecuación (5.45), se obtiene la ecuación (5.49):

$$\ddot{e}(t) + k_1 \dot{e}(t) + k_0 e(t) = 0 \quad (5.49)$$

Aplicando la transformada de Laplace a la ecuación (5.49), se tiene la ecuación (5.50):

$$E(s)[s^2 + k_1 s + k_0] = 0 \quad (5.50)$$

por lo tanto se derivan las ecuaciones (5.51) y (5.52):

$$E(s) = 0 \quad (5.51)$$

$$s^2 + k_1 s + k_0 = 0 \quad (5.52)$$

Igualando la ecuación (5.52) a un polinomio Hurwitz de la forma (5.53) :

$$s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2 = 0 \quad (5.53)$$

Igualando las ecuaciones 5.52 y 5.53, se obtienen las ganancias del controlador

$$k_1 = 2\zeta\omega_n \quad (5.54)$$

$$k_0 = \omega_n^2 \quad (5.55)$$

donde:  $\omega_n \gg \gg \omega_{sistema}$

## 5.4. Co-simulación del sistema usando Matlab<sup>®</sup> y ADAMS<sup>TM</sup>

La implementación del lazo de control se desarrolla mediante una co-simulación entre Matlab<sup>®</sup> y ADAMS<sup>TM</sup>, como se ilustra en la Figura 83. El prototipo virtual de ADAMS<sup>TM</sup> (parte sombreada de la Figura 83) se comporta como una impedancia ya que sus entradas son fuerzas y sus salidas son la posición, velocidad y aceleración de la articulación, y es a través de Matlab<sup>®</sup> donde se otorgan las fuerzas mediante el conocimiento de la trayectoria de referencia y el controlador por planitud diferencial (lazo exterior de la Figura 83).

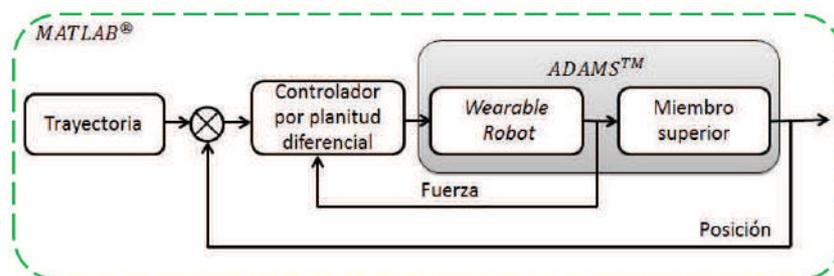


Figura 83: Esquema de co-simulación del prototipo virtual.

El prototipo virtual considera:

- ✓ El efecto de la gravedad para la estructura mecánica ( $g = 9,81 \frac{m}{s^2}$ ), cuyas piezas son de aluminio.
- ✓ La longitud máxima del segmento del brazo correspondiente a la estructura mecánica ( $l_1 = 0,51m$ ).
- ✓ La masa del miembro superior como una fuerza concentrada a la mitad de la longitud del segmento del brazo mecánico ( $m_{paciente} = 4,8kg$ ).
- ✓ La masa del actuador correspondiente al movimiento de flexión-extensión del codo, colocado en el extremo final del brazo mecánico ( $1,3kg$ ).
- ✓ Se considera una constante de amortiguamiento  $C = 0 \frac{N*s}{m}$ .

En la Figura 84 se muestra el diagrama a bloques implementado en Matlab-Simulink<sup>®</sup> para el control por retroalimentación del sistema, en dicha figura puede verse el uso de una trayectoria programada fuera de línea (Figura 84 izquierda), la cual se toma para el control realizado por planitud diferencial (Figura 84 centro) que se introduce a la articulación del movimiento de flexión-extensión del hombro (Figura 84 derecha) en el prototipo virtual desarrollado en ADAMS<sup>TM</sup>, del cual se obtienen los valores instantáneos del ángulo correspondiente al movimiento de la articulación.

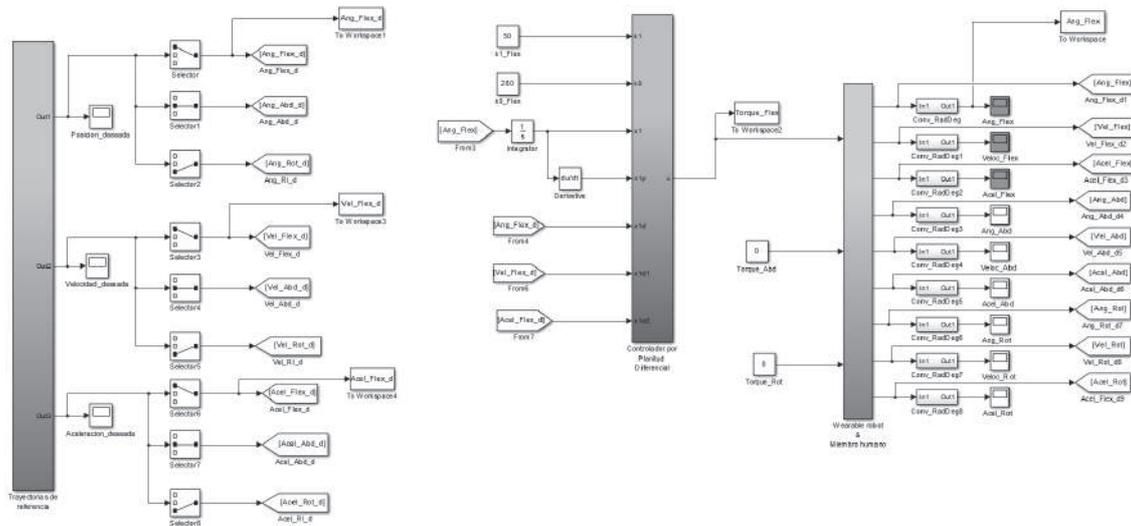


Figura 84: Diagrama a bloques implementado para la ley de control (Matlab-Simulink®).

Se implementaron dos trayectorias; una cuadrática de la forma  $q = a_0 + a_1t + a_2t^2$  y una cúbica de la forma  $q = a_0 + a_1t + a_2t^2 + a_3t^3$ , que describen el movimiento de terapias implementadas en una paciente de sexo femenino que presenta ruptura parcial del tendón supraespinoso, lo que se busca con la rehabilitación es el fortalecimiento del brazo.

**Trayectoria 1** Inicia en posición de reposo ( $q_{flex} = 0^\circ$ ) y termina en  $q_{flex} = 90^\circ$ , en un tiempo de 3 seg, con velocidad inicial igual a cero, la ecuación (5.56) describe el movimiento de posición angular.

$$q_{flex} = 10t^2 [^\circ] \quad (5.56)$$

En la Figura 85, en línea sólida se muestra la trayectoria deseada correspondiente a la ecuación (5.56) y en línea punteada se muestra la trayectoria seguida por el prototipo virtual una vez aplicado el control por planitud diferencial (las ganancias del controlador son:  $k_0 = 245$  y  $k_1 = 48$ ), como se puede observar el prototipo alcanza una flexión a  $90.5^\circ$  en 3 seg, sin embargo, se presenta un error en el seguimiento de la trayectoria como se observa en la Figura 86, este error tiene un ángulo máximo de  $9.6^\circ$  en 2.2 seg, el cual representa un error del 8.6% con respecto a la posición en el mismo tiempo.

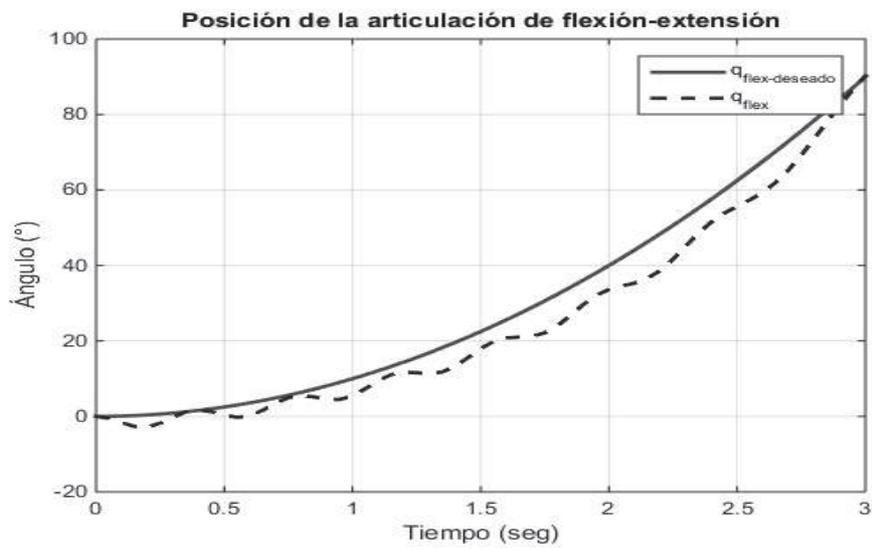


Figura 85: Gráfica de posición angular de la articulación del hombro: movimiento de flexión a  $90^\circ$  en 3 seg.

En la Figura 87, se muestra el par torsional aplicado al prototipo virtual para obtener la trayectoria de posición angular deseada, se puede observar un comportamiento ascendente que tiene como valor máximo 22.9 Nm alcanzado a los  $90^\circ$ , este par torsional es menor al par torsional estimado en la sección 3 para el dimensionamiento de los actuadores, lo cual se debe a la aplicación de una trayectoria para el movimiento de flexión.



Figura 86: Gráfica del error de seguimiento para el movimiento de flexión a 90° en 3 seg.

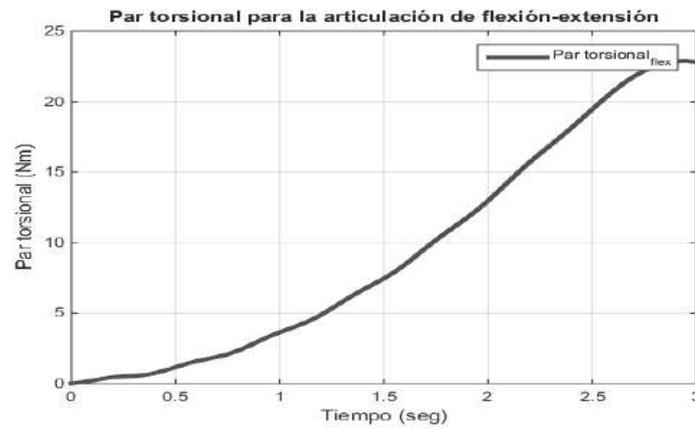


Figura 87: Gráfica del par torsional para el movimiento de flexión a 90° en 3 seg.

**Trayectoria 2** Inicia en posición de reposo ( $q_{flex} = 0^\circ$ ) y termina en  $q_{flex} = 140^\circ$ , en un tiempo de 5 seg, con velocidad inicial y final igual a cero, la ecuación 5.57 describe la posición angular.

$$q_{flex} = 16,8t^2 - 2,24t^3 [^\circ] \quad (5.57)$$

En la Figura 88, en línea solida se muestra la trayectoria deseada correspondiente a la ecuación (5.57), y en línea punteada se muestra la trayectoria seguida por el prototipo virtual una vez aplicado el control por planitud diferencial (las ganancias del controlador son:  $k_0 = 45,35$  y  $k_1 = 2$ ), como se puede observar el prototipo alcanza una flexión de 141.6° en 5 seg, sin embargo, se presenta un error en el seguimiento de la trayectoria como se observa en la Figura 89, este error tiene un ángulo máximo de 84° en 3.7 seg, el cual representa un error del 60% con respecto a la posición en el mismo tiempo.

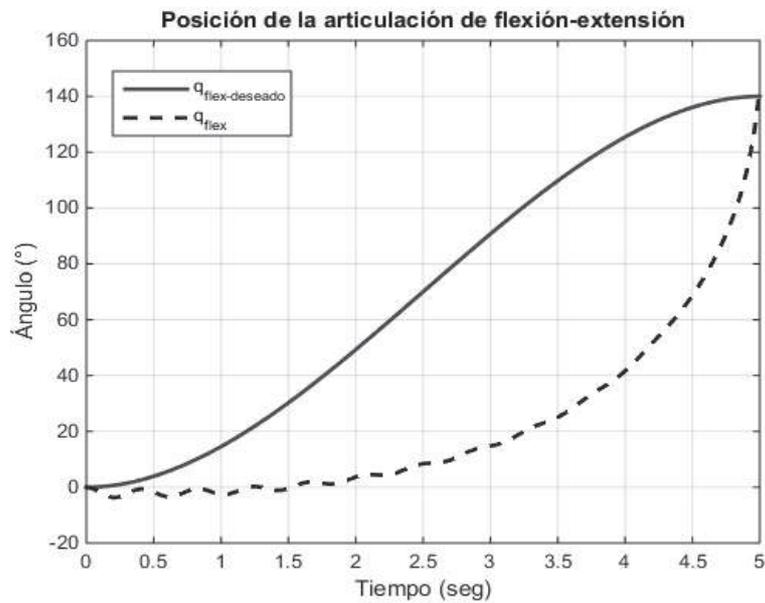


Figura 88: Gráfica de posición angular de la articulación del hombro: movimiento de flexión a  $140^\circ$  en 5 seg.

En la Figura 90, se muestra el par torsional aplicado al prototipo virtual para obtener la trayectoria de posición angular deseada, se puede observar un comportamiento ascendente que tiene como valor máximo 23.6 Nm alcanzado en 4.7 seg, este par se obtiene a los  $90^\circ$ , y también es menor al par torsional estimado en la sección 3 para el dimensionamiento de los actuadores, lo cual se debe a la aplicación de una trayectoria para el movimiento de flexión.

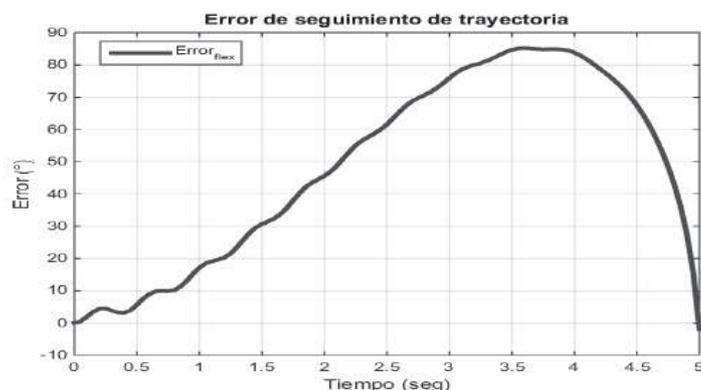


Figura 89: Gráfica del error de seguimiento para el movimiento a flexión a  $140^\circ$  en 5 seg.

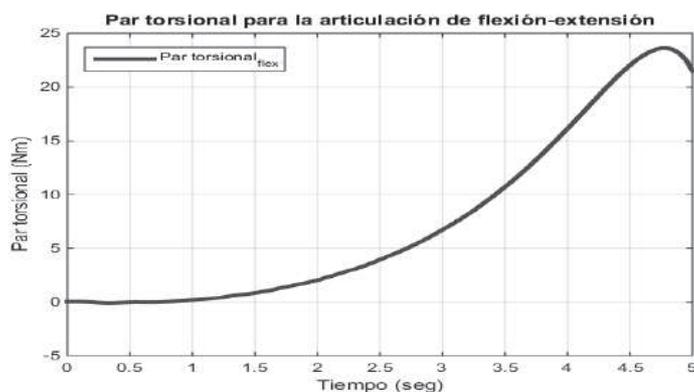


Figura 90: Gráfica del par torsional de seguimiento para el movimiento de flexión a  $140^\circ$  en 5 seg.

#### 5.4.1. Análisis de resultados

Como se observó en las figuras presentadas en la sección de co-simulación, el uso de trayectorias cuadráticas y cúbicas ayuda a que el par torsional requerido en los actuadores sea menor al par máximo estimado en la sección 3, y se comprobó que el par torsional máximo requerido se encuentra cuando se presenta una flexión de  $90^\circ$  siendo este punto donde se encuentra el mayor brazo de palanca para dicho movimiento.

En las figuras correspondientes a la posición angular del movimiento de flexión se puede observar que los puntos inicial y final son alcanzados, sin embargo en ninguno de los dos casos se realiza un correcto seguimiento de la trayectoria deseada, al evaluar que trayectoria presenta menor error se obtuvo que la trayectoria cuadrática presenta un error menor al 10% por lo tanto es la que mejor se ajusta a la trayectoria deseada.

Para la obtención de la ley de control se consideraron los parámetros máximos que puede presentar el paciente (parámetros dimensionales), y la obtención de las ganancias del controlador no lineal aplicado (planitud diferencial) dependen principalmente de estos parámetros.

Al contar con el prototipo virtual del exoesqueleto y con ayuda de la co-simulación Matlab®-ADAMS<sup>TM</sup> es posible la implementación de otras leyes de control y verificar su comportamiento en el prototipo virtual.

Este capítulo se mostró de forma ilustrativa la implementación de una ley de control no lineal para un modelo simplificado del robot, ya que la parte de control no se incluye en los objetivos de esta tesis.

Debido a que el robot presenta configuraciones singulares, se optó por realizar un control independiente para cada articulación, en este caso únicamente se realizó el control para el movimiento de flexión; para esto se implementó un modelo simplificado de la estructura mecánica del robot (un péndulo simple) y con esta simplificación se desarrolló un controlador no lineal para sistemas de una entrada y una salida. Para implementar un controlador a las articulaciones restantes, es necesario obtener el modelo dinámico correspondiente, y para realizar movimientos conjuntos se pueden realizar uno después del otro o todos a la vez.

En la co-simulación realizada se asegura la compatibilidad física entre el exoesqueleto y el paciente, ya que el exoesqueleto asume el papel de impedancia (acepta fuerzas y produce salidas de información) y el paciente de admitancia (impone posiciones), coincidiendo los movimientos de uno con el otro.

El controlador implementado es dependiente de los parámetros propios de cada paciente, así como del tipo de trayectoria a seguir, por lo tanto es necesario que el controlador sea capaz de ajustarse a cada uno de estos parámetros, la ventaja que presenta este controlador al ser no lineal; es que hace alcanzable el rango completo del movimiento de flexión de la articulación, sin embargo, necesita optimizarse para obtener mejores resultados.



# Capítulo

## 6. Conclusiones y trabajos futuros

---

En este capítulo se resumen las principales conclusiones obtenidas a través del desarrollo de esta tesis, y se proponen mejoras y nuevos retos para darle continuidad al trabajo desarrollado.

En este trabajo de tesis, se presentó una propuesta de diseño de un exoesqueleto que auxilie en tareas de rehabilitación física para personas con problemas de movilidad en el hombro. El dispositivo propuesto cumple con todos los requerimientos del cliente y solventa algunas de las problemáticas que presentan los dispositivos estudiados en el estado del arte, tanto a nivel comercial como en lo referente a la investigación, ya que como ventajas ofrece adaptación a la antropometría mexicana, cumplir con los 3 movimientos básicos del hombro, terapia de pie y sentado, piezas estructurales de fácil fabricación y piezas de unión estándares.

El principal punto que se tomó en cuenta para su diseño fue la coincidencia de los ejes del hombro humano con los del exoesqueleto, para lo cual fue necesario conocer la fisiología del hombro y la antropometría de la población objetivo, ya que el exoesqueleto está acoplado mecánicamente al paciente y por lo tanto se debe de asegurar su compatibilidad física.

El diseño del dispositivo desarrollado está enfocando a la población adulta mexicana, lo cual lo hace factible de adaptarse a diferentes longitudes y perímetros del brazo. Además brinda la posibilidad de realizar la terapia con el paciente sentado o de pie. El diseño se evaluó:

**Cinemáticamente** El exoesqueleto desarrollado cubre el 90 % de la población objetivo (adultos mexicanos entre 18 y 68 años), además de cumplir con los tres movimientos elementales en el hombro. Respecto a los rangos de movimiento: 140° en flexión (corresponde al 78 % del valor ideal propuesto), 50 ° en extensión (valor ideal propuesto), 90° en abducción (corresponde al valor marginalmente aceptable), 0 ° en aducción (no cumple con el valor marginalmente aceptable), 30° en rotación interna (valor ideal propuesto) y 40° en rotación externa (corresponde al valor marginalmente aceptable), la longitud del brazo considerada en el diseño varía de 24.0 *cm* a 51.0 *cm*, lo que corresponde a un 91 % del rango ideal propuesto. La principal limitante en el cumplimiento de los parámetros son las condiciones mecánicas debidas a los elementos y a la posición anatómica inicial del paciente. Los rangos alcanzables para cada movimiento se usaron para evaluar el espacio de trabajo del robot mediante su prototipo virtual.

**Mecánicamente** Otorgando un factor de seguridad mínimo de 1.7, lo cual garantiza el correcto funcionamiento del robot, sin embargo, también con este resultado se plantea la opción de un posible cambio de geometría en el diseño, esta optimización se verá reflejada directamente en la selección de actuadores. La deformación total sufrida por la estructura en la posición con mayor brazo de palanca es de 20.93 *mm* (correspondiente al 4.1 % de la longitud total del brazo), el porcentaje de deformación total sufrido por la estructura depende directamente de la longitud del brazo y del peso del paciente.

La obtención del modelo matemático del robot ayudó a determinar un diseño modular que facilita cada una de las tareas, así como el intercambio de piezas en puntos claves, proporcionando la opción de optimización, reconfiguración, e intercambio de piezas en etapas futuras. También se establecieron las bases para implementar leyes de control que se apliquen a los diferentes GDL del dispositivo, ya que se presentan redundancias al momento de realizar las tareas (coincidencias de los diferentes ejes en diferentes posiciones), en este caso se propuso implementar leyes de control a cada articulación de manera independiente, considerando trayectorias suaves de referencia y con ellos disminuir el par torsional máximo requerido para los actuadores.

El resultado fue una estructura mecánica capaz de realizar los 3 movimientos presentes en el hombro humano (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa), que permite el ajuste a la longitud del brazo del paciente y a la altura del hombro mediante una silla de oficina convencional, la cual será reemplazada por una columna telescópica en determinado momento. El fisioterapeuta Rubén López Ramírez evaluó el prototipo físico, destacando que el dispositivo cumple con los rangos de movimiento del hombro, por lo cual el dispositivo es funcional y factible de implementarse en pacientes que presenten problemas de hombro congelado o doloroso y postquirúrgicos. Además aclaró que el uso de este dispositivo en la terapia física es responsabilidad del fisioterapeuta a cargo, el cual debe de conocer el perfecto funcionamiento del dispositivo (rangos funcionales, limitantes, forma de operación, forma de colocación, etc.), por lo tanto la función del dispositivo es como una herramienta auxiliar en el proceso de rehabilitación física, lo cual otorga las ventajas mencionadas en el Capítulo 1 de este trabajo.

Como se observó en el Capítulo 5, el controlador debe ser capaz de modular la impedancia del robot para ajustarse a una impedancia particular del ser humano, por lo que se sugiere que el controlador aplicado sea adaptable en línea; para que pueda considerar las perturbaciones ejercidas en todo momento y poder realizar un ajuste de acuerdo a las mismas, se debe de implementar una la ley para de control de seguimiento de trayectoria para cada movimiento y así garantizar movimientos suaves en las articulaciones del paciente.

Al concluir este trabajo de tesis se obtuvo un dispositivo factible para su reproducción comercial, ya que se utilizaron materias primas estándares y diseños de piezas modulares que permiten su fácil fabricación y mantenimiento, además la etapa de capacitación al fisioterapeuta consiste en saber la forma de operar el dispositivo, en este caso en programar las rutinas terapéuticas, la forma en como colocar el dispositivo y sus limitantes funcionales, por lo tanto el dispositivo es viable de adquirirse en centros de rehabilitación locales.

## 6.1. Trabajos futuros

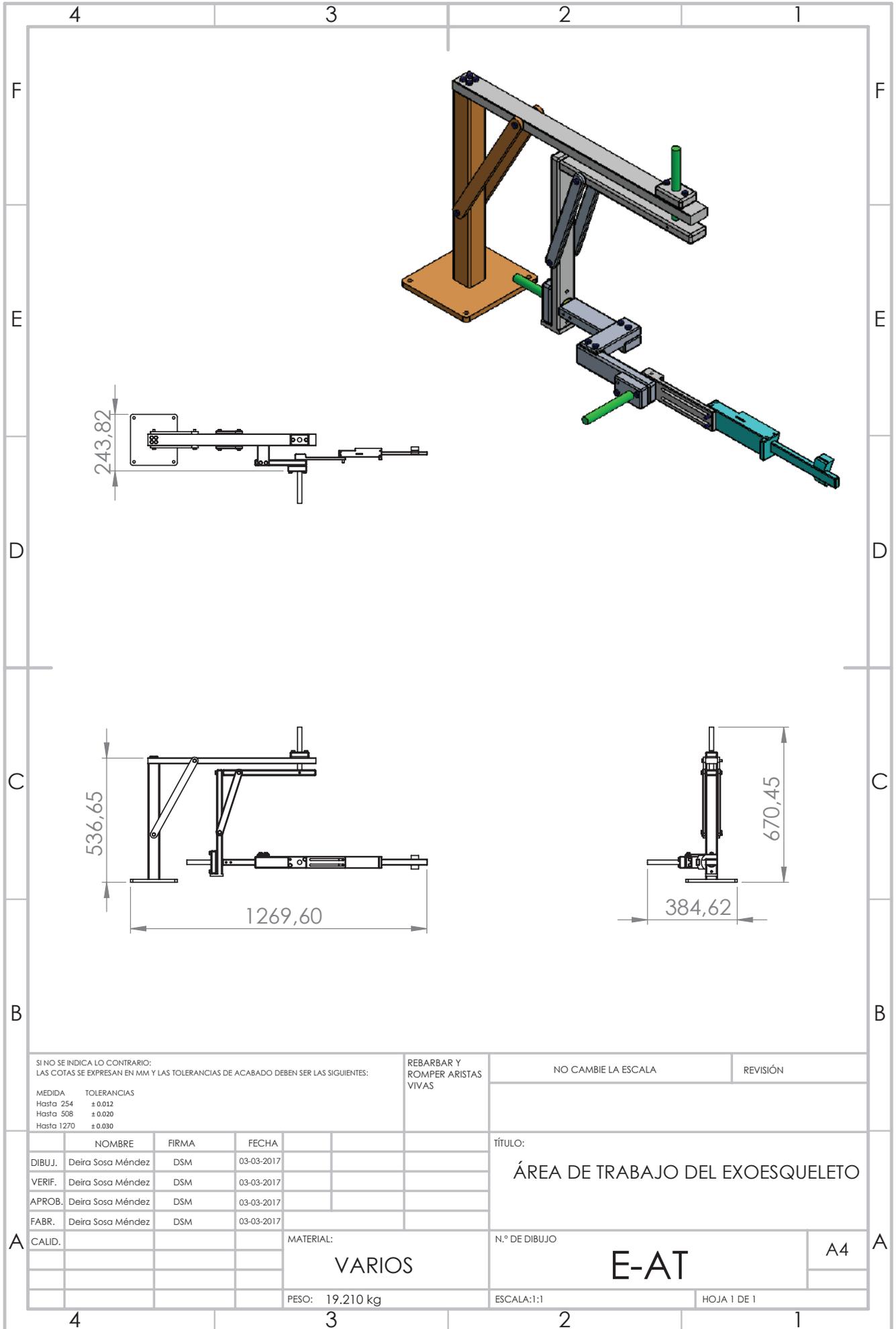
Con el fin de poder dar seguimiento al tema de tesis desarrollado, a continuación se proponen algunos puntos de mejoras y nuevos retos a desarrollar:

- ✓ Mejorar el peso del prototipo físico para la reducción de los pares torsionales en los actuadores.
- ✓ Mejorar el diseño en estética y ajuste al brazo.
- ✓ Equipar de sensores y actuadores el prototipo físico.
- ✓ Implementar una interfaz física humano-robot que permita al fisioterapeuta programar las rutinas de terapia.
- ✓ Implementar diferentes leyes de control a cada uno de los GDL del prototipo físico.
- ✓ Implementar el uso de señales electromiográficas.
- ✓ Realizar pruebas físicas con pacientes que presenten problemas de movilidad en el hombro.
- ✓ Complementar el prototipo físico con movimientos del antebrazo, muñeca y dedos.



## 7. Anexos

### 7.1. Anexo A: Dibujos técnicos



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:

MEDIDA	TOLERANCIAS
Hasta 254	± 0.012
Hasta 508	± 0.020
Hasta 1270	± 0.030

REBARBAR Y  
ROMPER ARISTAS  
VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
VERIF.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
APROB.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
FABR.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017

TÍTULO:

ÁREA DE TRABAJO DEL EXOESQUELETO

A

CALID.	

MATERIAL:  
**VARIOS**

N.º DE DIBUJO

**E-AT**

A4

A

PESO: 19.210 kg

ESCALA:1:1

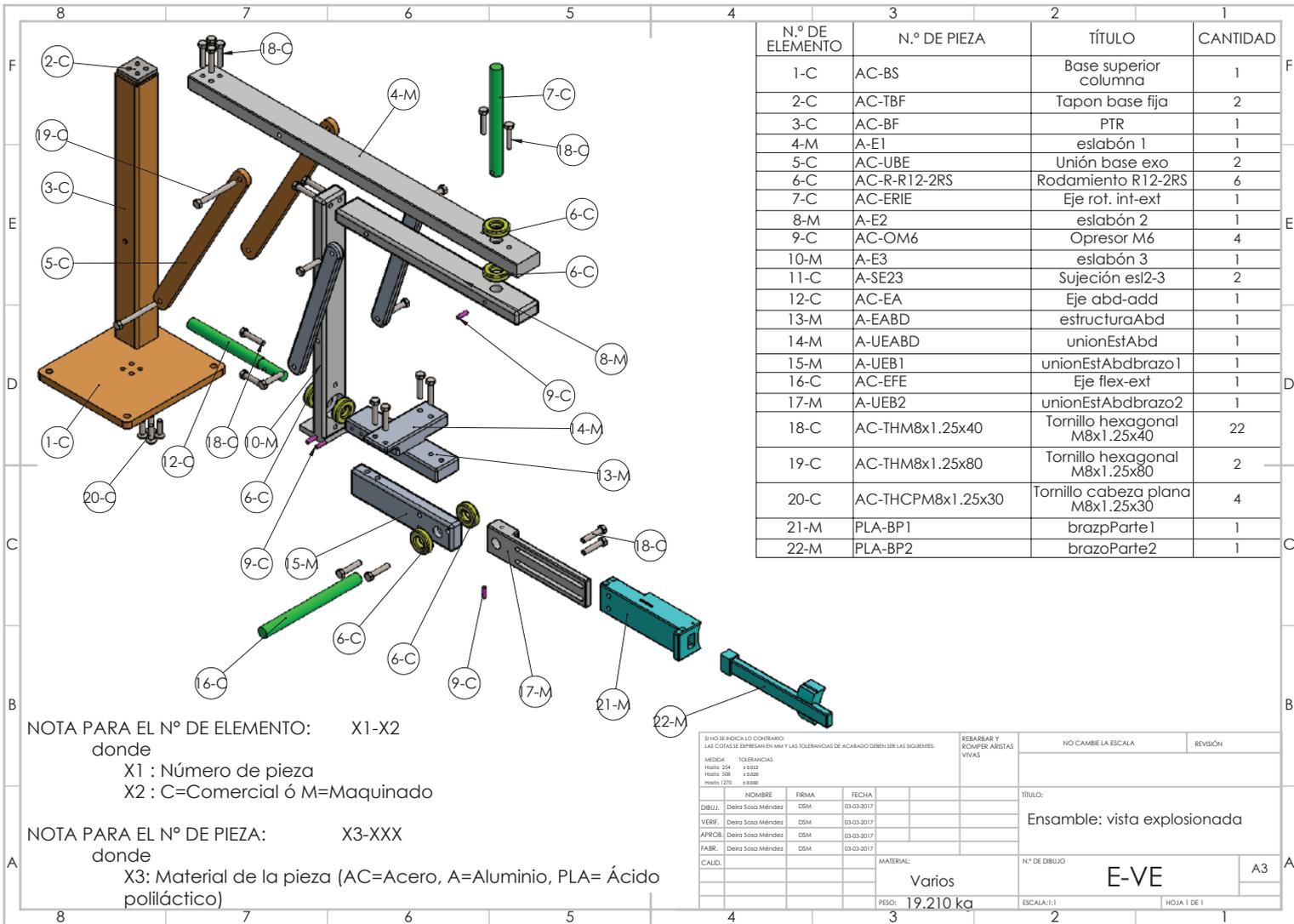
HOJA 1 DE 1

4

3

2

1

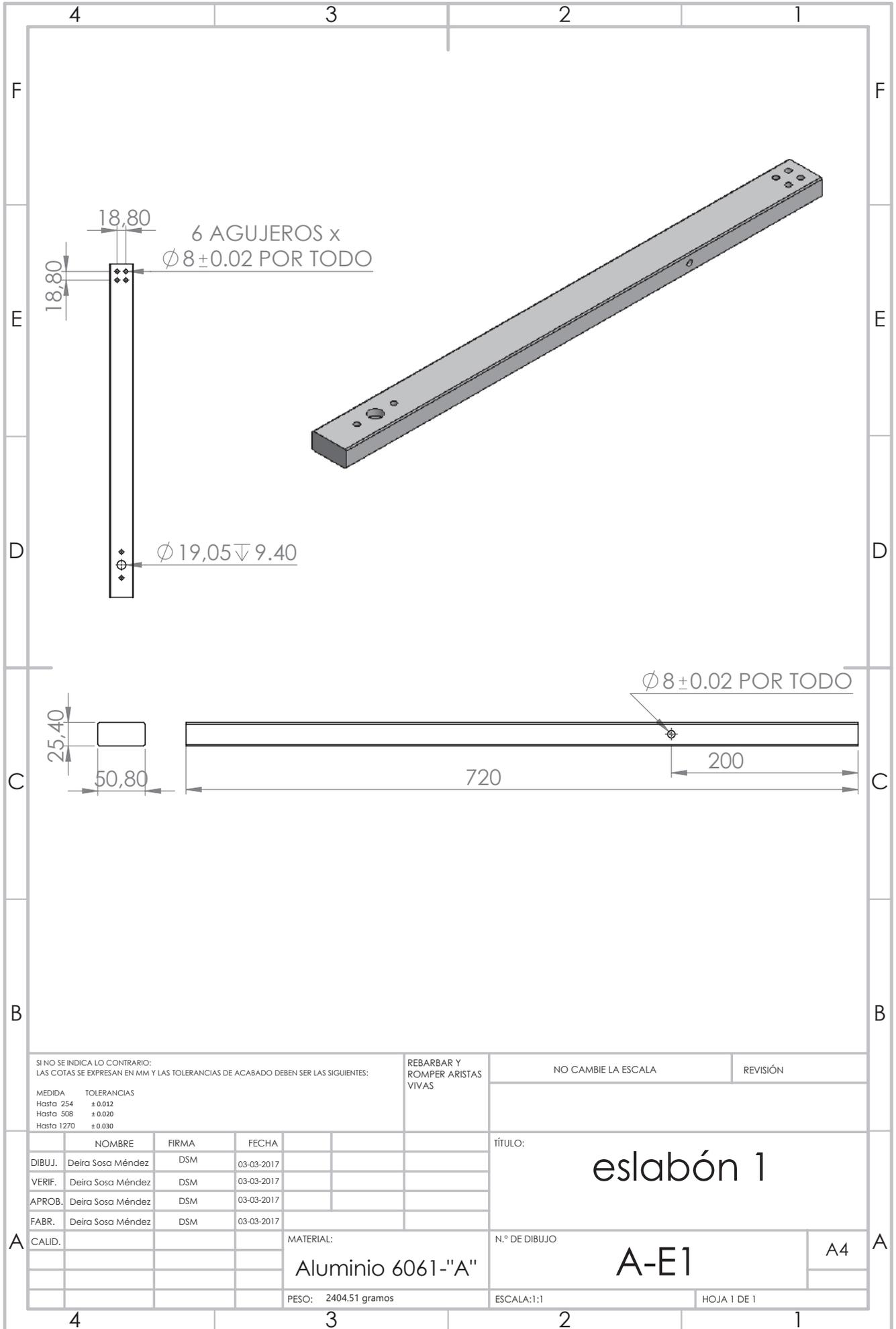


N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	TÍTULO	CANTIDAD
1-C	AC-BS	Base superior columna	1
2-C	AC-TBF	Tapon base fija	2
3-C	AC-BF	PTR	1
4-M	A-E1	eslabón 1	1
5-C	AC-UBE	Unión base exo	2
6-C	AC-R-R12-2RS	Rodamiento R12-2RS	6
7-C	AC-ERIE	Eje rot. int-ext	1
8-M	A-E2	eslabón 2	1
9-C	AC-OM6	Opresor M6	4
10-M	A-E3	eslabón 3	1
11-C	A-SE23	Sujeción esl2-3	2
12-C	AC-EA	Eje abd-add	1
13-M	A-EABD	estructuraAbd	1
14-M	A-UEABD	unionEstAbd	1
15-M	A-UEB1	unionEstAbdbrazo1	1
16-C	AC-EFE	Eje flex-ext	1
17-M	A-UEB2	unionEstAbdbrazo2	1
18-C	AC-THM8x1.25x40	Tornillo hexagonal M8x1.25x40	22
19-C	AC-THM8x1.25x80	Tornillo hexagonal M8x1.25x80	2
20-C	AC-THCPM8x1.25x30	Tornillo cabeza plana M8x1.25x30	4
21-M	PLA-BP1	brazpParte1	1
22-M	PLA-BP2	brazoParte2	1

NOTA PARA EL N° DE ELEMENTO: X1-X2  
 donde  
 X1 : Número de pieza  
 X2 : C=Comercial ó M=Maquinado

NOTA PARA EL N° DE PIEZA: X3-XXX  
 donde  
 X3: Material de la pieza (AC=Acero, A=Aluminio, PLA= Ácido poliláctico)

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO, LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:				REBARBAR Y ROMPER ARISTAS VIVAS		NO CAMBIE LA ESCALA		REVISIÓN
MEDIDA: TOLERANCIAS: Hasta 500 ± 0.020 Hasta 500 ± 0.020 Hasta 1270 ± 0.030								TÍTULO: Ensamble: vista explosionada
DIBUJ.	Delia Sosa Méndez	ESM	03-03-2017					
VERIF.	Delia Sosa Méndez	ESM	03-03-2017					
APROB.	Delia Sosa Méndez	ESM	03-03-2017					
FABR.	Delia Sosa Méndez	ESM	03-03-2017					
CALIB.				MATERIAL: Varios		Nº DE DIBUJO: E-VE		
				PESO: 19.210 kg		ESCALA: 1:1		
				3		2		
						1		
						A3		
						HOJA 1 DE 1		



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:

MEDIDA	TOLERANCIAS
Hasta 254	± 0.012
Hasta 508	± 0.020
Hasta 1270	± 0.030

REBARBAR Y  
ROMPER ARISTAS  
VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

	NOMBRE	FIRMA	FECHA		
DIBUJ.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017		
VERIF.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017		
APROB.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017		
FABR.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017		
CALID.					
				MATERIAL:	
				Aluminio 6061-"A"	
				PESO: 2404.51 gramos	

TÍTULO:

eslabón 1

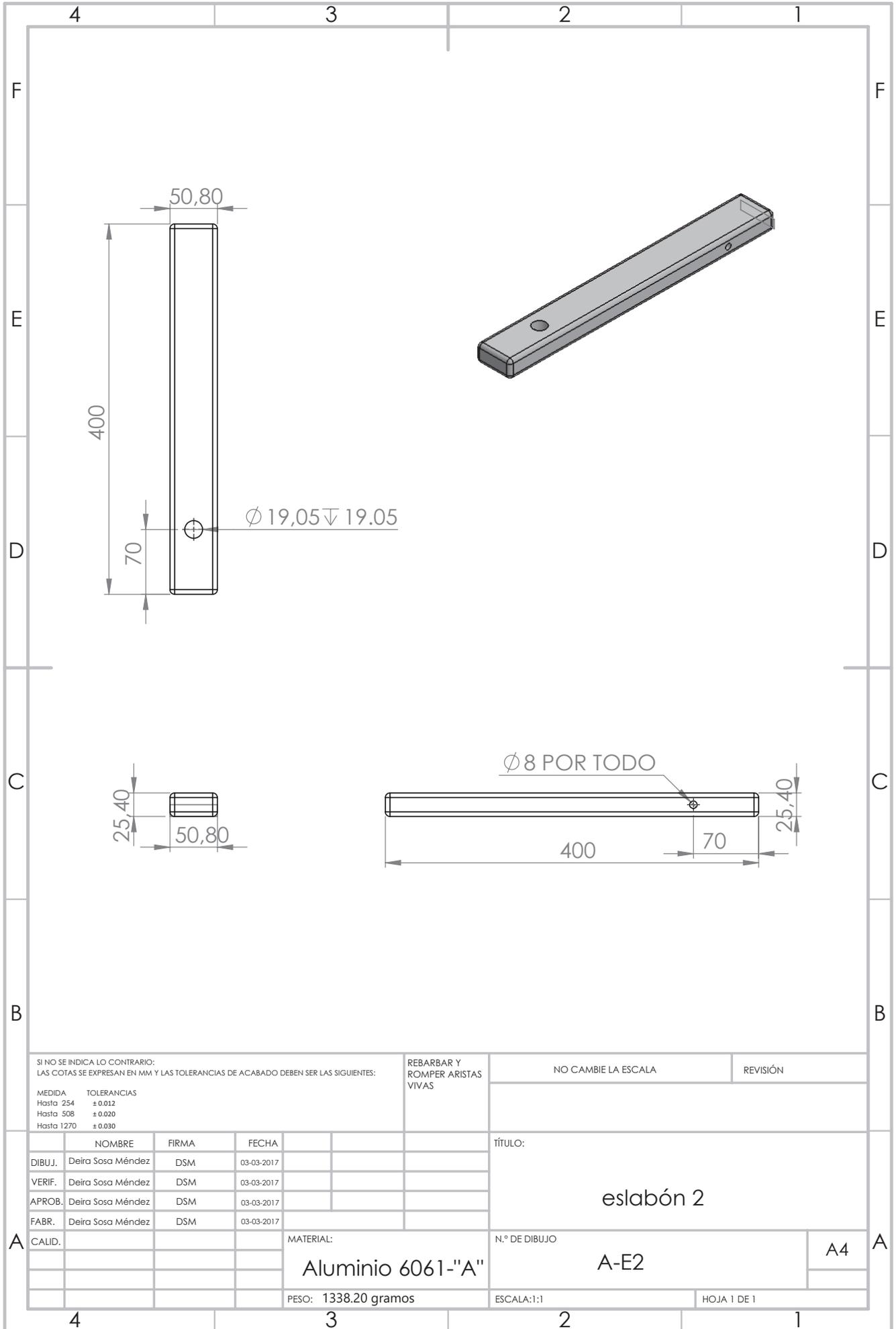
N.º DE DIBUJO

A-E1

A4

ESCALA:1:1

HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:

MEDIDA	TOLERANCIAS
Hasta 254	± 0.012
Hasta 508	± 0.020
Hasta 1270	± 0.030

REBARBAR Y  
ROMPER ARISTAS  
VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
VERIF.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
APROB.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
FABR.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017

TÍTULO:

eslabón 2

CALID.		MATERIAL:	Aluminio 6061-"A"
--------	--	-----------	-------------------

N.º DE DIBUJO

A-E2

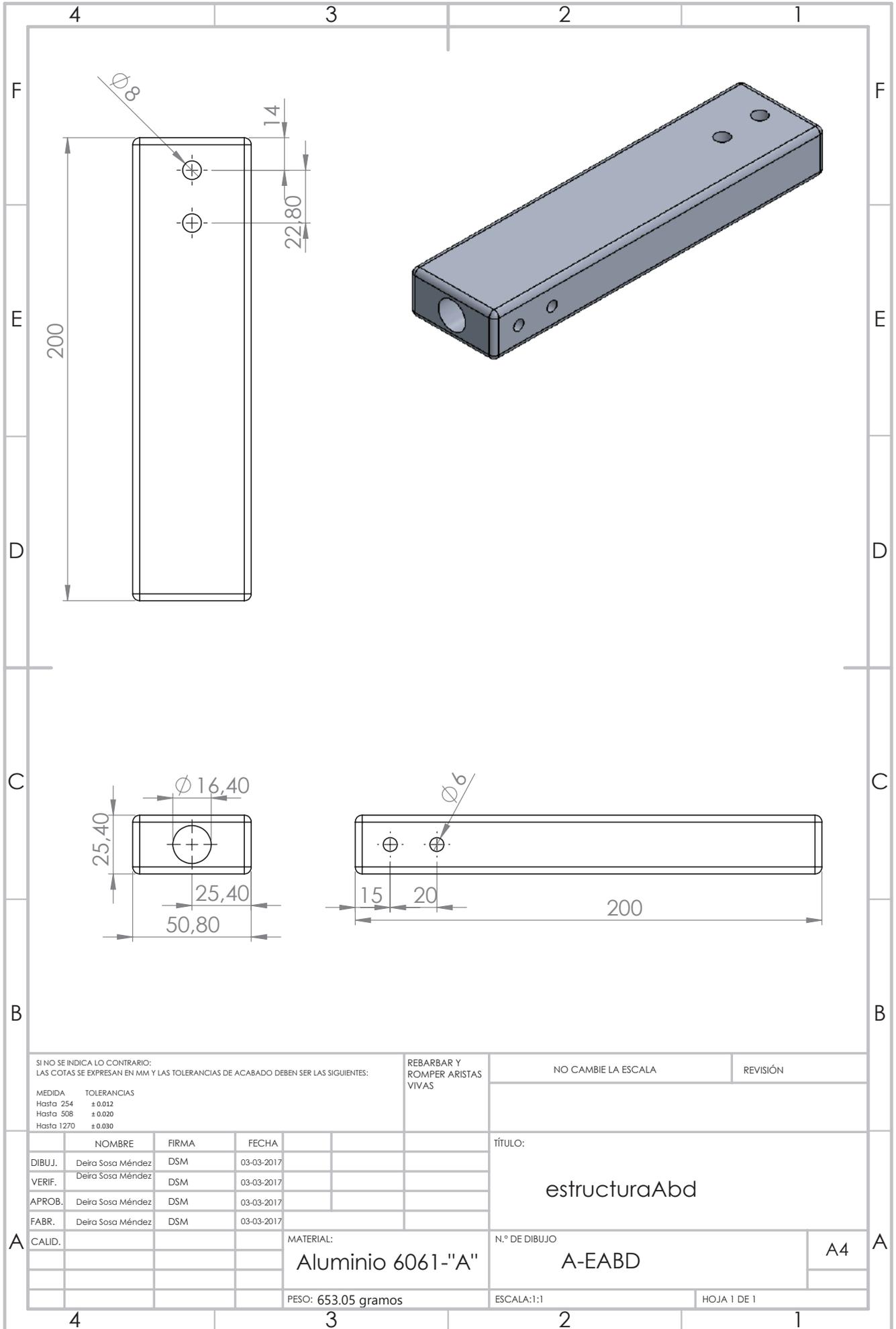
A4

PESO: 1338.20 gramos

ESCALA:1:1

HOJA 1 DE 1





SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:

MEDIDA	TOLERANCIAS
Hasta 254	± 0.012
Hasta 508	± 0.020
Hasta 1270	± 0.030

REBARBAR Y  
ROMPER ARISTAS  
VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
VERIF.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
APROB.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
FABR.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017

TÍTULO:

estructuraAbd

A

MATERIAL:

Aluminio 6061-"A"

N.º DE DIBUJO

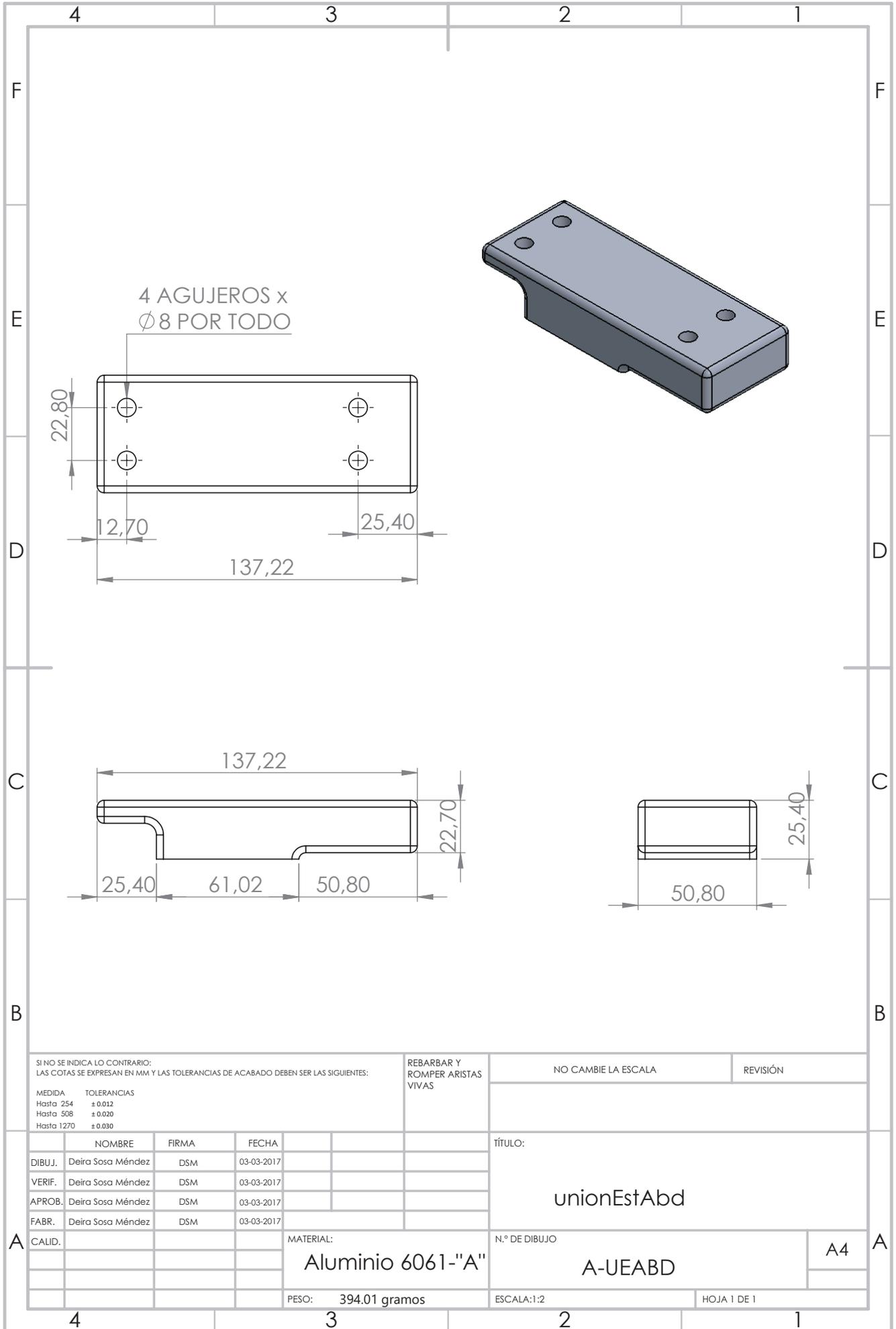
A-EABD

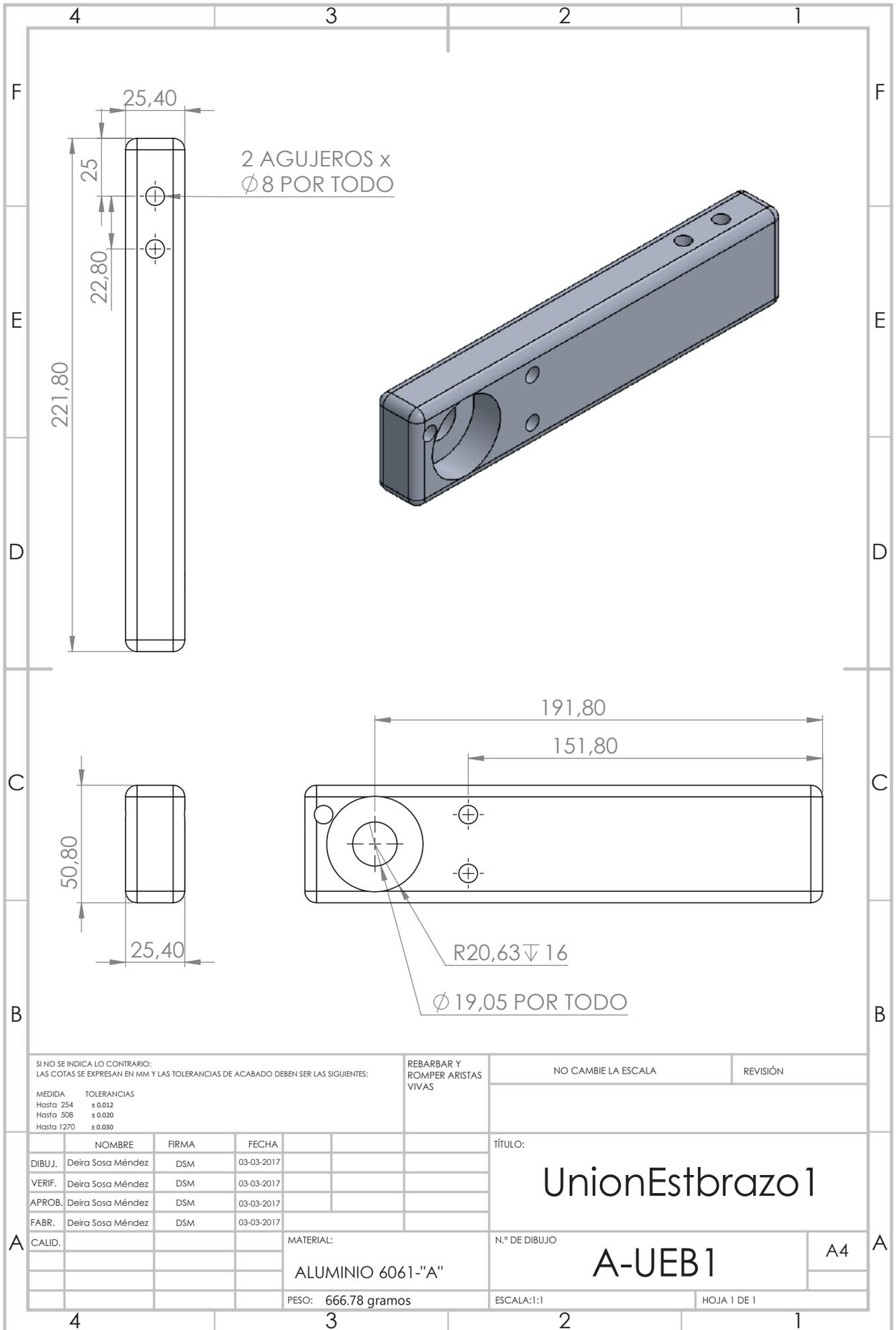
A4

PESO: 653.05 gramos

ESCALA:1:1

HOJA 1 DE 1





SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:

MEDIDA	TOLERANCIAS
Hasta 254	± 0.012
Hasta 508	± 0.020
Hasta 1270	± 0.030

REBARBAR Y  
ROMPER ARISTAS  
VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
VERIF.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
APROB.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
FABR.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017

TÍTULO:

UnionEstbrazo 1

A

MATERIAL:

ALUMINIO 6061-"A"

N.º DE DIBUJO

A-UEB1

A4

A

PESO: 666.78 gramos

ESCALA:1:1

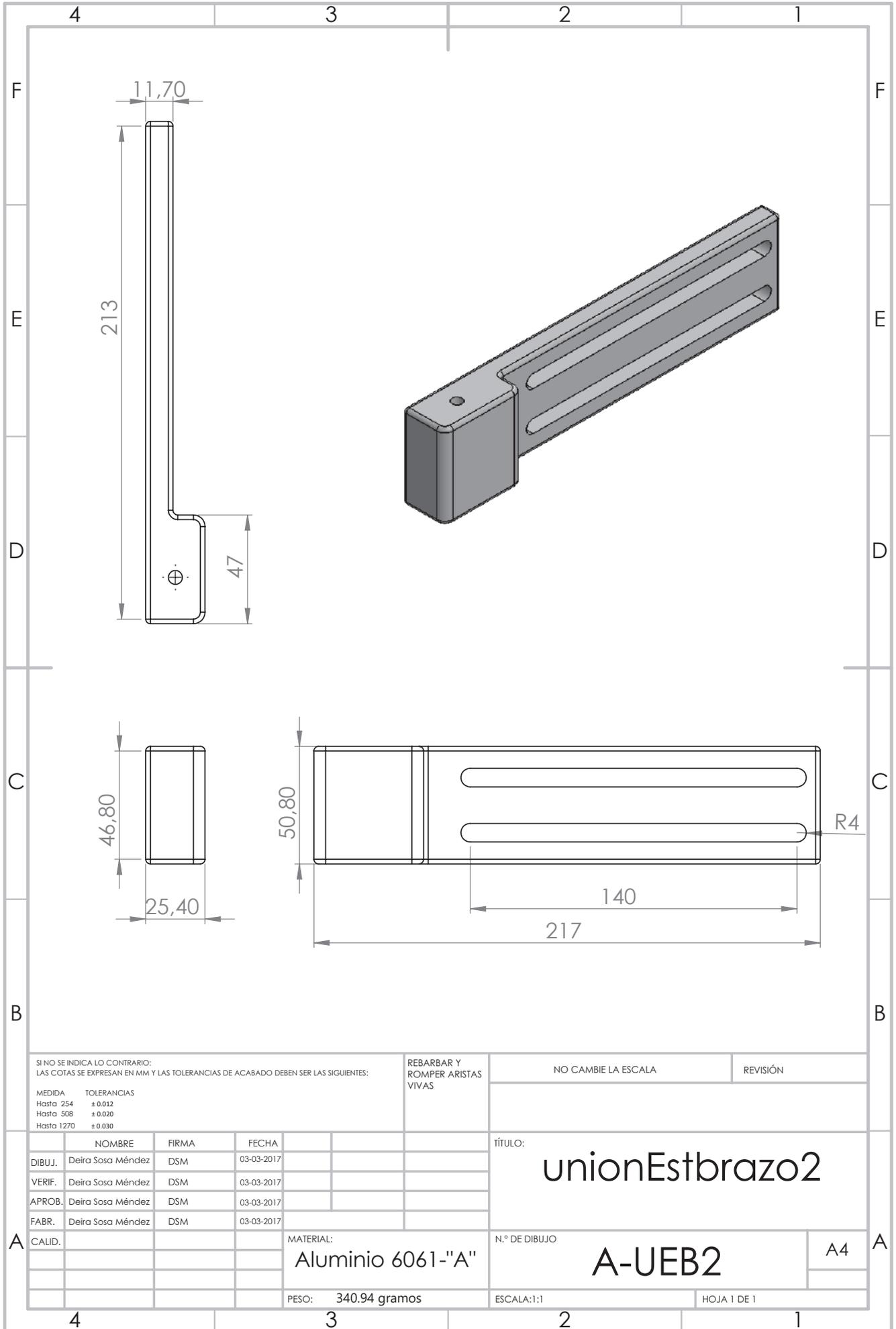
HOJA 1 DE 1

4

3

2

1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:

MEDIDA	TOLERANCIAS
Hasta 254	± 0.012
Hasta 508	± 0.020
Hasta 1270	± 0.030

REBARBAR Y  
ROMPER ARISTAS  
VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DIBUJ.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
VERIF.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
APROB.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017
FABR.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017

TÍTULO:

unionEstbrazo2

A

MATERIAL:

Aluminio 6061-"A"

N.º DE DIBUJO

A-UEB2

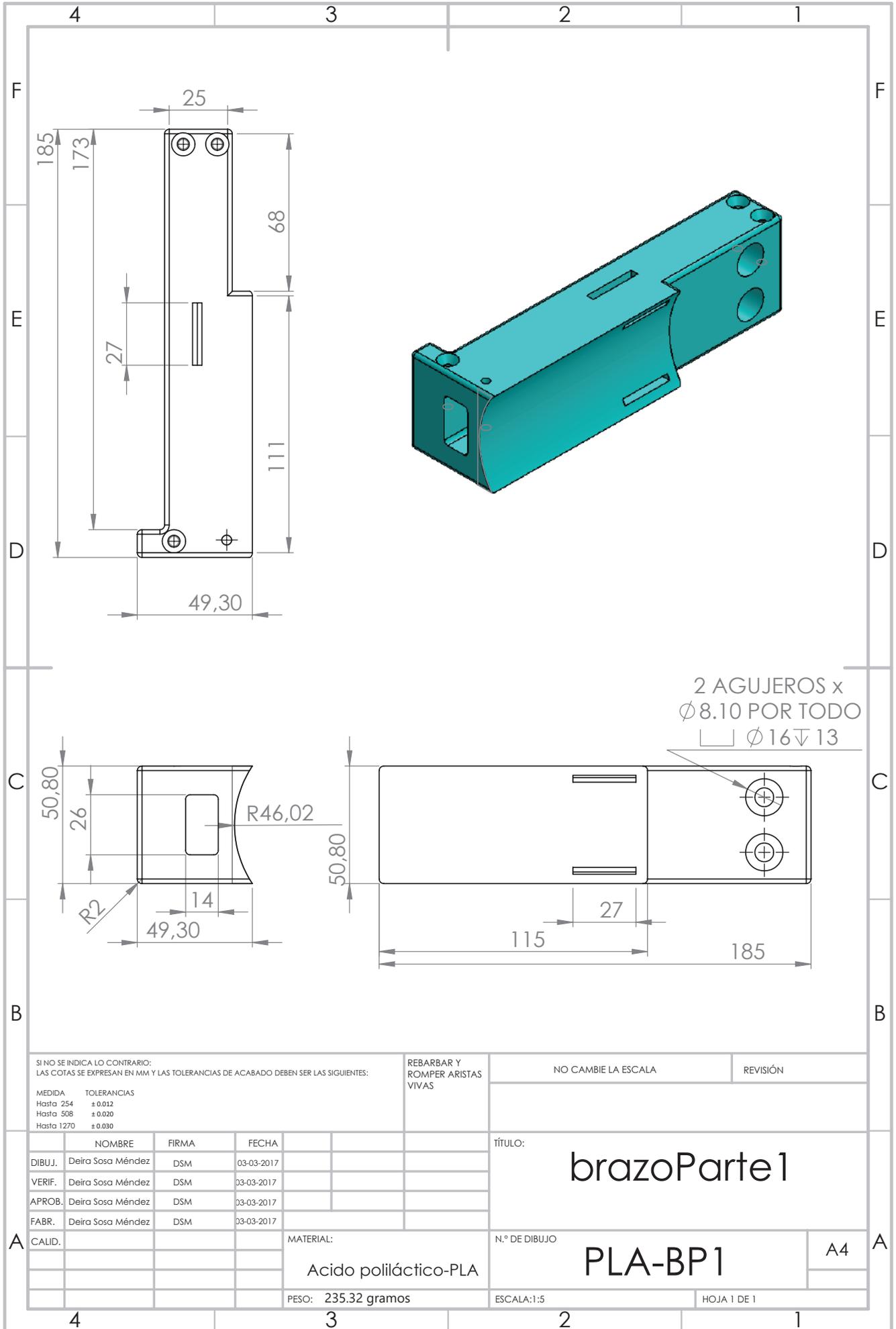
A4

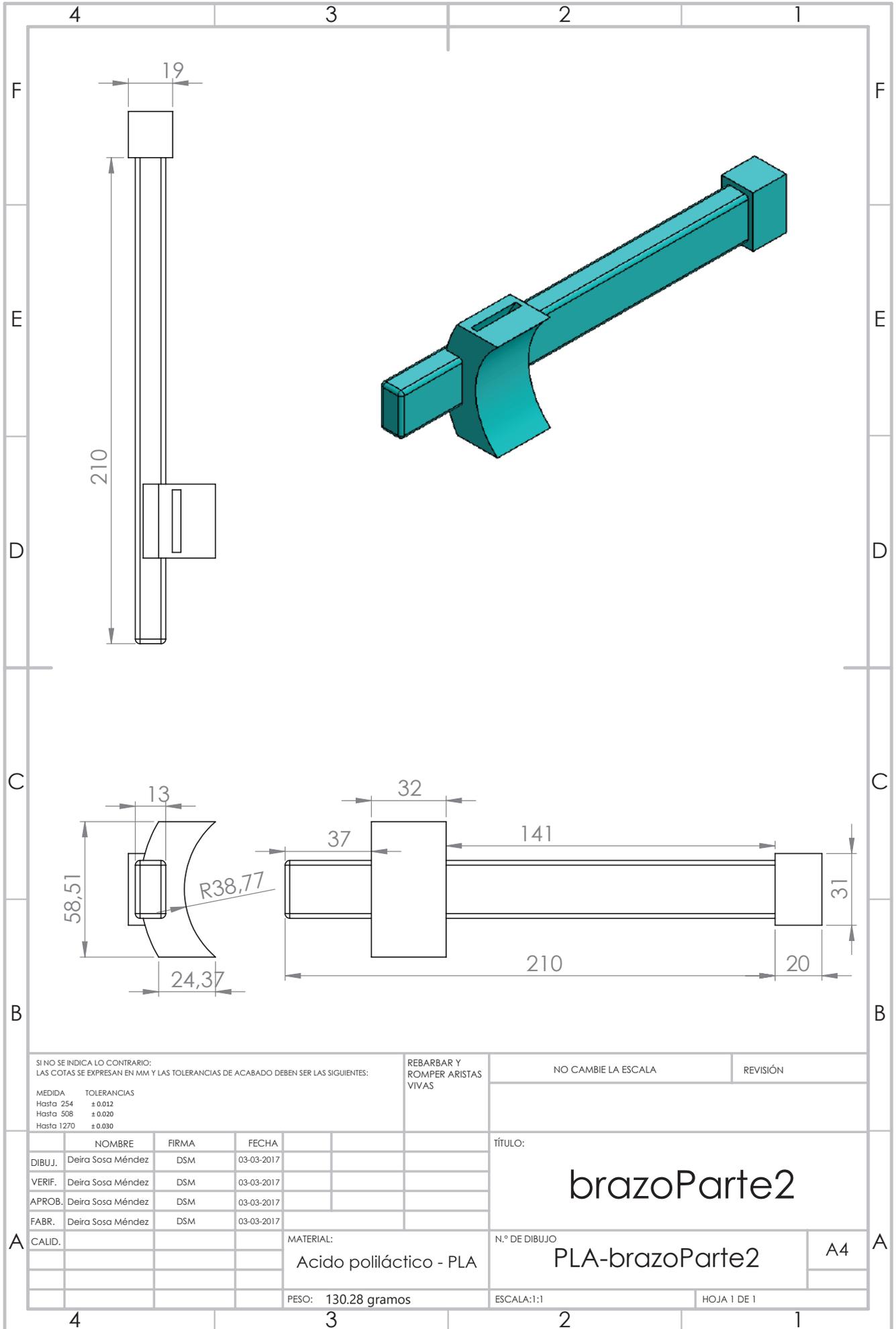
A

PESO: 340.94 gramos

ESCALA:1:1

HOJA 1 DE 1





SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:  
LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM Y LAS TOLERANCIAS DE ACABADO DEBEN SER LAS SIGUIENTES:

MEDIDA	TOLERANCIAS
Hasta 254	± 0.012
Hasta 508	± 0.020
Hasta 1270	± 0.030

REBARBAR Y  
ROMPER ARISTAS  
VIVAS

NO CAMBIE LA ESCALA

REVISIÓN

	NOMBRE	FIRMA	FECHA		
DIBUJ.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017		
VERIF.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017		
APROB.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017		
FABR.	Deira Sosa Méndez	DSM	03-03-2017		
CALID.					

MATERIAL:  
Acido poliláctico - PLA

PESO: 130.28 gramos

TÍTULO:	<h1>brazoParte2</h1>
N.º DE DIBUJO	
ESCALA: 1:1	PLA-brazoParte2
HOJA 1 DE 1	A4

## 7.2. Anexo B: Servomotores propuestos

### 1-4-2 Supply voltage DC24V

Specifications of FHA-C mini series actuators are as follows:

Item	Model	FHA-8C			FHA-11C			FHA-14C			
		30	50	100	30	50	100	30	50	100	
Max. torque <small>Note 2</small>	N·m	1.8	3.3	4.8	4.5	8.3	11	9.0	18	28	
	kgf·m	0.18	0.34	0.49	0.46	0.85	1.1	0.92	1.8	2.9	
Maximum speed	rpm	200	120	60	200	120	60	200	120	60	
Torque constant	N·m/A (rms)	0.8	1.3	2.7	0.8	1.3	2.6	0.8	1.4	2.9	
	Kgf·m/A (rms)	0.08	0.13	0.28	0.08	0.13	0.27	0.08	0.14	0.30	
Max. current <small>Note 2</small>	A(rms)	3.0	3.3	2.4	7.8	8.2	5.6	14.8	16.4	12.3	
Allowable continuous current <small>Note 2</small>	A(rms)	1.6	1.7	1.3	3.7	3.5	2.8	6	5.4	4.4	
Power supply voltage	V	DC24									
EMF constant	V/(rpm)	0.10	0.16	0.32	0.09	0.15	0.31	0.10	0.17	0.34	
Phase resistance	$\Omega(20^\circ\text{C})$	0.54			0.19			0.07			
Phase inductance	mH	0.22			0.11			0.06			
Number of poles		10			10			10			
Moment of Inertia (GD <sup>2</sup> /4)	Incremental	kg·m <sup>2</sup>	0.0026	0.0074	0.029	0.0060	0.017	0.067	0.018	0.050	0.200
	Absolute	kg·m <sup>2</sup>	0.0026	0.0073	0.029	0.0062	0.17	0.069	0.019	0.054	0.215
Reduction ratio		1:30	1:50	1:100	1:30	1:50	1:100	1:30	1:50	1:100	
Allowable torsional moment	N·m	15			40			75			
	kgf·m	1.5			4.1			7.7			
Moment stiffness	N·m/rad	$2 \times 10^4$			$4 \times 10^4$			$8 \times 10^4$			
	kgf·m/rad	$0.2 \times 10^4$			$0.4 \times 10^4$			$0.8 \times 10^4$			
Motor encoder	Incremental	2000 pulse/revolution									
	Absolute	Multi-turn 16 bit (65536 revolution), Single (motor) turn 17 bit (131072 pulse/revolution)									
Quad encoder-resolution <small>Note 4</small>	Incremental	Pulse/rev	240000	400000	800000	240000	400000	800000	240000	400000	800000
	Absolute	Pulse/rev	3,932,160	6,553,600	13,107,200	3,932,160	6,553,600	13,107,200	3,932,160	6,553,600	13,107,200
One-way positioning accuracy	Arc sec	150	120	120	120	90	90	120	90	90	
	Compensated	The accuracies are improved 30% of the above values at no disturbances by the compensating function of HA-680 driver <small>Note 5</small>									
Mass	Incremental	kg	0.40			0.62			1.2		
	Absolute	kg	0.50			0.75			1.3		
Enclosure	Totally enclosed, self-cooling (equivalent to IP44, Note 6)										
Environmental conditions	Service / storage temperature: 0~40°C / -20~60°C Service / storage humidity: 20~80%RH (no condensation) Vibration / impact resistance: 25m/s <sup>2</sup> (frequency:10-400Hz) / 300 m/s <sup>2</sup> No dust, no metal powder, no corrosive gas, no inflammable gas, no oil mist; install in room, no direct sunlight Altitude: less than1,000 meters above sea level										
Motor insulation	Insulation resistance: 100M or more (by DC500V insulation tester) Withstanding voltage: AC1500V / 1 minute Insulation class: B										
Safety standard	Compliant with the CE marking and the UL standard										
Orientation	All position										

Figura 91: Servomotores Harmonic de la Serie FHA-Mini.

### 7.3. Anexo C: Columna telescópica

Technical data		Unit	TLT10-A1	TLT10-A2	TLT10-B1	TLT10-C1	TLT10-C2
Rated push load	N		3 000	4 000	2 000	1 000	2 000
Rated pull load	N		0	0	0	0	0
Bending load	Nm		up to 400*	up to 1 000*	up to 250*	up to 110*	up to 480*
Speed (full load to no load)	mm/s		11 to 16	13 to 19	13 to 19	25 to 36	25 to 42
Telescopic pillar version	# of section		3-section	3-section	3-section	3-section	3-section
Stroke	mm		300 to 700				
Retracted length	mm		0,5 × S+170	0,5 × S+240	0,5 × S+170	0,5 × S+170	0,5 × S+240
Voltage	V DC		24	24	24	24	24
Power	W		168	168	192	192	216
Current	A		2×3,5	2×3,5	2×4,5	2×4,0	2×4,5
Duty cycle: intermittent operation	min.		1 min./9 min				
Ambient temperature	°C		+10 to +40				
Type of protection	IP		40	40	40	40	40
Protection class	–		SELV	SELV	SELV	SELV	SELV
Type of control	–		electrical	electrical	electrical	electrical	electrical
Weight	kg		15 to 30				

\* For details, please see bending load diagrams

Figura 92: Columna telescópica.

### 7.4. Anexo D: Tornillos

**ISO 4017**
**DIN 933**




Hexagon head bolt, fully threaded  
Boulons à tête hexagonale, totalement filetés

Tornillos de cabeza hexagonal, totalmente roscados

d	M3	M4	M5	M6	M7	M8	M10	M12
<b>P</b>	0,5	0,7	0,8	1	1	1,25	1,5	1,75
<b>k</b>	2	2,8	3,5	4	4,8	5,3	6,4	7,5
<b>s</b>	5,5	7	8	10	11	13	17/16*	19/18*

L\d: Peso/Weight 1000 ud. kg

4	0,480							
5	0,530	1,260						
6	0,570	1,330	2,180	3,400				
7	0,610	1,410	2,280	3,570	5,600			
8	0,660	1,490	2,380	3,740	5,850	8,500	15,20	
10	0,750	1,640	2,630	4,080	6,350	9,100	16,20	23,30
12	0,840	1,800	2,870	4,420	6,850	9,800	17,20	25,00
14	0,920	1,950	3,120	4,760	7,350	10,50	18,20	26,40
16	1,000	2,100	3,370	5,110	7,850	11,10	19,20	27,70
18	1,090	2,250	3,620	5,450	8,350	11,70	20,20	29,10
20	1,180	2,410	3,870	5,800	8,850	12,30	21,20	31,00
22	1,270	2,560	4,120	6,150	9,350	12,90	22,20	33,00
25	1,400	2,800	4,490	6,650	10,00	13,90	23,70	34,10
28	1,520	3,040	4,860	7,150	10,70	14,90	25,20	36,20
30	1,610	3,190	5,110	7,510	11,30	15,50	26,20	37,70
35		3,570	5,730	8,370	12,50	16,50	28,70	41,30
40		3,960	6,350	9,230	13,80	17,10	31,20	44,90
45		4,340	6,990	10,10	15,00	18,70	33,70	48,50
50		4,730	7,590	11,00	16,30	20,30	36,20	52,00
55		5,120	8,210	11,90	17,50	21,80	38,70	55,60
60		5,500	8,830	12,70	18,70	23,40	41,30	58,20
65		5,890	9,450	13,60	20,00	25,00	43,80	62,80
70		6,280	10,10	14,40	21,20	26,60	46,30	66,40
75			10,70	15,30	22,50	28,20	48,80	70,00
80			11,30	16,20	23,70	29,80	51,30	73,60
85					25,00	31,40	53,80	77,20
90					26,20	33,00	56,30	80,80
95					27,50	34,60	59,80	84,40
100					28,70	35,20	61,30	88,00
110						37,70	66,40	95,20
120						40,90	71,40	102,00
130							76,40	109,00
140							81,40	116,00
150							86,40	123,00

\*Tamaño según norma ISO/Sizes per ISO standard.

CALIDADES / GRADES:

4.6	4.8	5.6	5.8	6.8	8.8	10.9	12.9	A2	A4
●	●	●	●	●	●	●	●	●	●

Figura 93: Tornillos métricos.

## 7.5. Anexo E: Rodamientos

### R-Series - Inch



Part No.	Mfg. No.	Outer Diameter	I.D.	Width	O.D.	Dynamic Load Bearing	Static Load Bearing
0474484	R2-2RS	3/8"	0.125"	5/32"	0.375"	73 lb	29 lb
0474485	R2-ZZ	3/8"	0.125"	5/32"	0.375"	73 lb	29 lb
0474486	R3-2RS	1/2"	0.1875"	0.196"	0.5"	147 lb	64 lb
0474487	R3-ZZ	1/2"	0.1875"	0.196"	0.5"	147 lb	64 lb
0474488	R4-2RS	5/8"	0.25"	0.196"	0.625"	167 lb	77 lb
0474489	R4-ZZ	5/8"	0.25"	0.196"	0.625"	167 lb	77 lb
0474490	R4-A-2RS	3/4"	0.25"	9/32"	0.75"	403 lb	198 lb
0474491	R4-A-ZZ	3/4"	0.25"	9/32"	0.75"	403 lb	198 lb
0474492	R6-2RS	7/8"	0.3750"	9/32"	0.875"	575 lb	304 lb
0474493	R6-ZZ	7/8"	0.3750"	9/32"	0.875"	575 lb	304 lb
0474494	R8-2RS	1-1/8"	0.5"	5/16"	1.125"	880 lb	505 lb
0474495	R8-ZZ	1-1/8"	0.5"	5/16"	1.125"	880 lb	505 lb
0474496	R10-2RS	1-3/8"	0.625"	11/32"	1.375"	1036 lb	624 lb
0474497	R10-ZZ	1-3/8"	0.625"	11/32"	1.375"	1036 lb	624 lb
0474498	R12-2RS	1-5/8"	0.75"	7/16"	1.625"	1630 lb	1000 lb
0474499	R12-ZZ	1-5/8"	0.75"	7/16"	1.625"	1630 lb	1000 lb
0474500	R14-2RS	1-7/8"	0.875"	1/2"	1.875"	1740 lb	1111 lb
0474502	R16-2RS	2"	1.0"	1/2"	2"	1850 lb	1222 lb
0474503	R16-ZZ	2"	1.0"	1/2"	2"	1850 lb	1222 lb
0474504	R18-2RS	2-1/8"	1.125"	1/2"	2.125"	2150 lb	1407 lb
0474505	R18-ZZ	2-1/8"	1.125"	1/2"	2.125"	2150 lb	1407 lb
0474506	R20-2RS	2-1/4"	1.25"	1/2"	2.25"	2420 lb	1960 lb
0474507	R20-ZZ	2-1/4"	1.25"	1/2"	2.25"	2420 lb	1960 lb
0474508	R24-2RS3	2-5/8"	1.5"	9/16"	2.625"	2906 lb	2085 lb

Figura 94: Rodamiento.

## 7.6. Anexo F: Parámetros de operación para cada proceso de manufactura

Tabla 23: Parámetros de operación para cada proceso de manufactura.

Proceso de manufactura	Maquinaria utilizada	Material	Parámetros de operación
Corte	Sierra cinta TS-250A	Aluminio	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Velocidad de la cuchilla = 51 m/min.</li> <li>✓ Tiempo aproximado de la operación: 5 min.</li> </ul>
Corte	Sierra inglete	PTR	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Velocidad = 3800 rpm.</li> <li>✓ Tiempo aproximado de la operación: 1 min.</li> </ul>
Corte	Cortadora de plasma	Placas de acero	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Placa <math>\frac{1}{2}</math>. <ul style="list-style-type: none"> <li>• Corriente = 100 A.</li> <li>• Presión = 6.3 bar.</li> <li>• Velocidad de corte = 30in/min.</li> <li>• Velocidad de trayecto = 36in/min.</li> <li>• Tiempo aproximado de la operación = 3 min.</li> </ul> </li> <li>✓ Placa <math>\frac{3}{8}</math> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Corriente = 100 A.</li> <li>• Presión = 6.3 bar.</li> <li>• Velocidad de corte = 42in/min.</li> <li>• Velocidad de trayecto = 42in/min.</li> <li>• Tiempo aproximado de la operación = 3 min.</li> </ul> </li> </ul>

Proceso de manufactura	Maquinaria utilizada	Material	Parámetros de operación
Soldadura por arco	Soldadora de arco	Placas de acero y PTR	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Corriente = 100 A.</li> <li>✓ Alimentación de entrada = 127 Volts.</li> <li>✓ Tiempo aproximado = 10 min.</li> </ul>
Desbaste de material	Fresadora CNC	Piezas de aluminio	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Profundidad de corte = 1 mm.</li> <li>✓ Velocidad de corte = 64 m/min.</li> <li>✓ Avance por diente = 0.6712 mm.</li> <li>✓ Número de revoluciones de la herramienta = 2100 rpm</li> <li>✓ Velocidad de avance = 800 mm/min.</li> <li>✓ Tiempo aproximado de la operación = 60 min.</li> </ul>
Redondeo	Fresadora CNC	Piezas de aluminio	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Profundidad de corte = <math>\leq 0.3</math> mm.</li> <li>✓ Velocidad de corte = 64 m/min.</li> <li>✓ Avance por diente = 0.6712 mm.</li> <li>✓ Número de revoluciones de la herramienta = 2000 rpm</li> <li>✓ Velocidad de avance = 800 mm/min.</li> <li>✓ Tiempo aproximado de la operación = 300 min.</li> </ul>

Proceso de manufactura	Maquinaria utilizada	Material	Parámetros de operación
Barrenado	Fresadora CNC	Piezas de aluminio	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Profundidad de corte = 1 mm.</li> <li>✓ Velocidad de corte = 64 m/min.</li> <li>✓ Avance por diente = 0.6712 mm.</li> <li>✓ Número de revoluciones de la herramienta = 2500 rpm.</li> <li>✓ Velocidad de avance = 1000 mm/min.</li> <li>✓ Tiempo aproximado de la operación = 1 min.</li> </ul>
Desbaste de material	Fresadora vertical	Piezas de aluminio	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Velocidad de giro de la herramienta = 5440 rpm.</li> <li>✓ Avance en la coordenada Z = 1 mm.</li> <li>✓ Tiempo aproximado de la operación = 30 min.</li> </ul>
Barrenado	Fresadora vertical	Placas de acero	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Velocidad de giro de la herramienta = 650 rpm.</li> <li>✓ Avance en la coordenada Z = 1 mm.</li> <li>✓ Tiempo aproximado de la operación = 5 min.</li> </ul>
Torneado	Torno	Ejes	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Velocidad del motor = 2000 rpm.</li> <li>✓ Velocidad de giro de la pieza = 420 rpm.</li> <li>✓ Avance = 0.2 mm.</li> <li>✓ Tiempo aproximado de la operación = 20 min.</li> </ul>

Proceso de manufactura	Maquinaria utilizada	Material	Parámetros de operación
Ranuras para seguros	Torno	Ejes	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Velocidad del motor = 2000 rpm.</li> <li>✓ Velocidad de giro de la pieza = 420 rpm.</li> <li>✓ Tiempo aproximado de la operación = 5 min.</li> </ul>
Impresión 3D	Impresora 3D: Mbot Grid II	Filamento de PLA de 1.75 mm de diámetro	<ul style="list-style-type: none"> <li>✓ Object infill = 50 %.</li> <li>✓ Layer Height = 0.2 mm.</li> <li>✓ Number of shells = 3.</li> <li>✓ Feedrate = 80mm/s.</li> <li>✓ Travel feedrate = 110 mm/s.</li> <li>✓ Print temperature = 210°C.</li> <li>✓ Tiempo de impresión de las piezas = 1020 min.</li> </ul>

## 7.7. Anexo G: Publicaciones derivadas

### 7.7.1. XXXIX Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica (CNIB2016).

# Diseño de un Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro.

Deira Sosa-Mendez<sup>1</sup>, Manuel Arias-Montiel<sup>2</sup> y Esther Lugo-González<sup>3</sup>

<sup>1</sup>División de Estudios de Posgrado, Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León, Oaxaca, México.

<sup>2</sup>Instituto de Electrónica y Mecatrónica, Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León, Oaxaca, México.

<sup>3</sup>CONACYT-Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León, Oaxaca, México.

\* Correspondencia: sosam.deira@gmail.com

**Resumen**— La población con problemas para moverse o caminar representa el 58.3% de la población con discapacidad, este problema impacta directamente en la independencia de las personas al desarrollar sus actividades diarias. Para ayudar a las personas a recuperar su autonomía a través de terapias físicas han surgido los dispositivos robóticos para rehabilitación, los cuales representan un medio para realizar terapias con precisión, eficiencia, reducción de esfuerzos y la oportunidad de realizarlas en grupos (un terapeuta y múltiples pacientes), sin embargo estos dispositivos actualmente no pueden igualar la movilidad de los miembros a rehabilitar y su adecuación a la antropometría es limitada, por ello en este artículo se presenta el diseño de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de hombro enfocado a la población adulta mexicana (hombres y mujeres) que presenten pérdida parcial de la movilidad del miembro superior (izquierdo y/o derecho), capaz de proporcionar al paciente los 3 movimientos elementales del hombro (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa); su funcionamiento será visualizado en un prototipo virtual a través de movimientos terapéuticos implementados en ADAMS®.

**Palabras clave**—ADAMS®, exoesqueleto, robótica de rehabilitación.

## I. INTRODUCCIÓN

El surgimiento de sistemas robóticos capaces de asistir a una persona con limitación funcional se debe principalmente al aumento de personas que padecen discapacidad motora y debilidad muscular, principalmente asociada al envejecimiento de la persona, a alguna enfermedad o accidente. México en su censo del 2010 presenta 5.1% de su población con alguna discapacidad [1], donde la población con mayores índices de discapacidad son los adultos: 5.1% para hombres y 4.6% para mujeres, y en el caso de adultos mayores: 25.1% para hombres y el 27.3 % para mujeres [2].

En las terapias físicas convencionales se establecen actividades que son llevadas a cabo por el especialista, las cuales dependen del grado de discapacidad del paciente así como de la parte del cuerpo dañada. Sin embargo, se presentan algunos problemas en la rehabilitación y están presentes tanto para el paciente como para el terapeuta. Para el paciente las terapias son costosas y el tiempo de recuperación es largo, en el caso del especialista se presenta problemas de eficiencia (debido al desgaste físico), además no cuenta con medidas fiables del deterioro del miembro a

rehabilitar, ni tampoco con medidas para evaluar el progreso de la rehabilitación implementada.

Para reducir estos problemas, se han desarrollado dispositivos que ayudan a complementar las funciones humanas, tales como rehabilitadores, entrenadores de marcha, exoesqueletos o prótesis, el empleo de cada uno depende de la función que se requiera cumplir en el paciente. Estos dispositivos basados en tecnología tienen como principal objetivo lograr la reintegración de las personas con alguna discapacidad motriz a sus actividades cotidianas, ya sea a través de asistencia o reeducación de las extremidades afectadas.

Los exoesqueletos son sistemas robóticos que se acoplan al cuerpo humano para cumplir funciones específicas y forman parte de un grupo denominado Wearable Robots (robots usables) [3]. En años recientes, los exoesqueletos se han empleado como dispositivos orientados a la rehabilitación física, algunos de ellos se presentan en: [4]-[11], para una revisión más amplia del estado del arte consultar [12] y [13]. Algunos exoesqueletos para rehabilitación que se pueden encontrar comercialmente son: Aupa, JACE S600, JACE S603, Armeo® Spring, Armeo® Spring Pediatric, Armeo® Boom, Armeo® Power. Las principales desventajas de estos dispositivos son: las medidas antropométricas en las cuales se base el diseño y su alto precio comercial que los hace inaccesibles para instituciones de salud públicas y privadas de México.

Los principales problemas que se presentan al desarrollar un dispositivo para rehabilitación son: determinar las tareas de movimiento que debe realizar el robot y definir el diseño mecánico apropiado para las tareas de movimiento que realiza el paciente, ya que la prescripción de éstas y la entrada mecánica restringen el diseño y control mecánico del dispositivo robótico de terapia. Estos dispositivos ofrecen ventajas como: realizar movimientos repetitivos con precisión por largos periodos, los tiempos de rehabilitación se pueden reducir, permiten a los terapeutas centrarse en la planificación del tratamiento y supervisión del progreso, dan la oportunidad de realizar terapias en el hogar y de grupo con un terapeuta y múltiples pacientes [11, 14].

El objetivo del presente trabajo, es desarrollar el diseño de un prototipo de exoesqueleto bioinspirado para rehabilitación del hombro con la capacidad de realizar los tres movimientos elementales del hombro (flexión-extensión, aducción-abducción y rotación interna-externa)

en rangos funcionales, dirigido a la población adulta mexicana que presenten pérdida parcial de la movilidad de la extremidad superior.

## II. METODOLOGÍA

Para cumplir con el objetivo se usó una adaptación de la metodología de diseño mecatrónico de robots [15], ésta se basa en la ingeniería concurrente (CE por sus siglas en inglés), los sistemas de diseño asistido por computador (CAD por sus siglas en inglés), y la ingeniería asistida por computador (CAE por sus siglas en inglés). Se identifican y describen las tres tareas fundamentales: (1) modelado matemático de la cinemática del robot, y modelado gráfico computarizado de la configuración, (2) simulación gráfica del funcionamiento y de la acción de control y (3) la integración de las tecnologías que constituyen el nuevo producto mecatrónico.

Antes del modelado en sistema CAD y el modelado matemático de la cinemática del robot, pueden considerarse tres tareas: reconocimiento de una necesidad (requerimientos del cliente), especificaciones objetivo y diseño conceptual, una vez que se han cubiertos las tareas antes mencionadas y el modelo CAD, se realiza una simulación gráfica del comportamiento del robot.

El diseño se centró en las siguientes actividades:

### A. Obtención de requerimientos del cliente

Los requerimientos para el desarrollo del exoesqueleto se obtuvieron a partir de encuestas realizadas a fisioterapeutas, en donde se pidió calificar cada requerimiento con base en su importancia. Como resultado, los requerimientos se dividieron en principales y secundarios, los primeros son: permitir los movimientos de flexión y extensión así como de aducción-abducción del hombro, longitud y perímetro variables de brazo y antebrazo, ajuste de altura al hombro, aplicable a brazo derecho e izquierdo y ajuste a la localización de articulaciones, y como secundarios: permitir el movimiento de rotación interna y externa del hombro y tiempo de colocación del exoesqueleto en el paciente.

### B. Conceptos de ergonomía antropométrica.

Para los datos antropométricos correspondientes al miembro superior así como sus percentiles, se consideran los publicados en [16], en donde se midieron un total de 8,228 sujetos con un rango de edad de 2 a 85 años, el muestreo fue por conveniencia, la definición de las dimensiones y el método para medir se basó en la "Técnica Antropométrica estandarizada" (Hertzberg H. T. E., 1968), dichos estudios muestran medidas antropométricas de los estados de Guadalajara, Ciudad de México, Guanajuato y la zona fronteriza México-EUA. El rango de población objetivo en este caso son hombres y mujeres de 18 a 68 años, para esta población se consideran los datos que

abarcan del percentil 5 al 95 (incluyendo al 90% de la población). Estos datos se consideran para el diseño del exoesqueleto y en la Tabla 1 se muestran los rangos de cada parámetro a satisfacer con base en [16].

### C. Especificaciones objetivo.

Se establecieron métricas dimensionales (Tabla 2, correspondiente a la antropometría de la población adulta mexicana) y funcionales (Tabla 3, correspondiente a los rangos de movimiento de la extremidad superior del ser humano con base en [17]); para cada tipo de requerimiento se establecieron valores objetivo ideales (el mejor resultado que se puede esperar) y marginalmente aceptables (valor que apenas hace viable el producto desde el punto de vista comercial), los valores ideales comprenden el rango completo de los datos dimensionales y funcionales respectivamente, y los marginalmente aceptables consideran el promedio del rango de los valores ideales.

TABLA 1  
MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE LA POBLACIÓN MEXICANA

Dimensión	Mínimo	Máximo	Rango
Peso (kg)	40.5	97.3	56.8
Estatura (cm)	139.8	181.3	41.5
Altura al hombro (cm)	113.8	149.2	35.4
Longitud de brazo (cm)	24.3	55.6	31.3
Anchura máxima cuerpo (cm)	39.1	59.6	20.5
Profundidad máxima cuerpo	19.7	38.6	18.9
Perímetro brazo	20.3	35.2	14.9

TABLA 2  
PARÁMETROS DIMENSIONALES

Dimensión	Valor marginal	Valor ideal
Peso (kg)	< 68.9	<97.3
Estatura (cm)	< 160.5	< 181.3
Altura al hombro (cm)	< 131.5	< 149.2
Longitud de brazo (cm)	24.3-39.9	24.3-55.6
Anchura máxima cuerpo (cm)	39.1-49.3	39.1-59.6
Profundidad máxima cuerpo	19.7-29.1	19.7-38.6
Perímetro brazo	20.3-27.7	20.3-35.2

TABLA 3  
PARÁMETROS FUNCIONALES

Dimensión	Valor marginal	Valor ideal
Ángulo flexión hombro	90°	180°
Ángulo extensión hombro	23°-25°	45°-50°
Ángulo aducción hombro	30°-23°	30°-45°
Ángulo abducción hombro	90°	180°
Ángulo rotación interna hombro	15°	30°
Ángulo rotación externa hombro	40°	80°
Edad de pacientes (años)	> 40	> 20
Rehabilitación de hombro	Derecho izquierdo	Derecho izquierdo

En la Tabla 4, se muestra una comparativa de las principales métricas de los dispositivos comerciales que ofrecen rehabilitación del miembro superior y el propuesto en este trabajo, en este caso el prototipo propuesto cubre el 80% de los rangos para los parámetros funcionales con excepción del movimiento de aducción (ver Tabla 4), y presenta mejoras en cuanto a los parámetros dimensionales, ya que en este caso el diseño se enfoca en la población mexicana, además de ofrecer la terapia de rehabilitación de pie o sentado.

#### D. Descripción del prototipo propuesto

El prototipo cuenta con:

- Base móvil: para el transporte del dispositivo se usa una estructura con 4 ruedas tipo castor con seguro, así el dispositivo será portátil.
- Ajuste de altura al hombro: se utiliza una columna telescópica con adaptación a la base móvil.
- Ajuste de longitud y perímetro del brazo: se usan eslabones articulados unidos en sus extremos mediante pernos; el ajuste es manual de acuerdo a la longitud del segmento del paciente y la unión del brazo al exoesqueleto es mediante bandas elásticas de velcro.
- Movimientos del hombro: Se implementa una configuración serial de movimientos para reducir las singularidades al momento de generar rutinas terapéuticas. Se implementa un modelo de articulaciones rotatorias simples cubriendo los 3 grados de libertad del hombro: (1) flexión - extensión, (2) aducción -abducción y (3) rotación interna y externa

### III. RESULTADOS

Una vez obtenido el diseño conceptual del exoesqueleto, se analizó el espacio de trabajo desarrollado por el prototipo CAD, así como los movimientos elementales del hombro realizados por el dispositivo e implementados en el prototipo virtual.

#### A. Prototipo CAD del exoesqueleto.

La Fig 1 muestra el diseño del prototipo desarrollado en SolidWorks® así como cada una de sus partes.

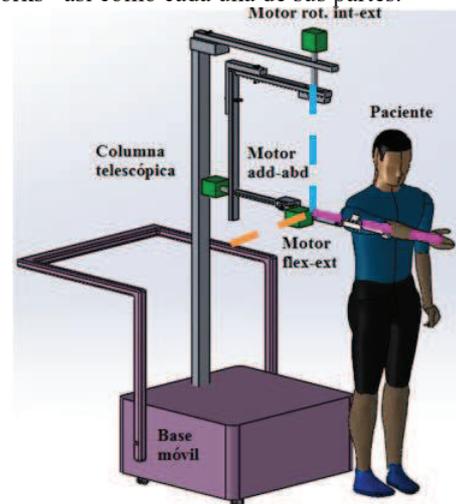


Fig. 1 Prototipo virtual del exoesqueleto en SolidWorks®: eje transversal (color naranja), eje anteroposterior (color fucsia) y eje vertical (color azul).

TABLA 4  
COMPARATIVA DE LA COMPETENCIA BASADA EN MÉTRICAS

Dispositivo / Métrica	Armo Power	Armo Spring	Armo Spring Pediatric	Armo Boom	Fisiotek	Timón para hombro	Jace S600	Jace S603	Propuesta
Ángulo flexión y extensión hombro [°]	40°-120°	P	P	P	Flexión= 0°-180°	P	-30°-0°-100°	NE	0-180°(flex) 0°-50°(ext)
Ángulo aducción y abducción hombro [°]	-169°-50° (abd)	P	P	P	0°-180° (abd)	P	40°-110°	30°-175°	0° (add) 0-150°(abd)
Ángulo Rotación interna- externa hombro [°]	0° - 90°	P	P	P	90°-0°-90°	P	60°-0°-70°	90°-0°-90°	0-30° (int) 0°-70° (ext)
Ángulo flexión y extensión codo	0° -100°	Flexión	Flexión	P	NP	NP	NE	NE	NP
Longitud del brazo [cm]	25-34	22-31	15,5-23,5	NP	NP	NP	≈20-32	≈ 20-32	≈ 24-51
Ajuste de perímetro del brazo y antebrazo	P	P	P	P	P	P	P	P	P
Altura al hombro del paciente [cm]	85-125	85-125	85-125	60-90	NE	P	70-45	88-58	≈ 113-150
Edad de pacientes	Adultos	Adultos	Niños de 4-12 años	Adultos	NE	NE	Adultos	Adultos	Personas de 18-68 años
Mecanismos de transporte	Móvil	Móvil	Móvil	Móvil	Móvil	Fijo a la pared	Móvil	Móvil	Móvil
Postura del paciente durante la terapia	*Sentado y supino	*Sentado y supino	*Sentado y supino	Sentado con flexión del hombro a 60°	Sentado y supino (abducción y rotación).	NE	Sentado	Sentado	De pie y sentado
Peso del paciente	135 kg	NE	NE	NE	NE	NE	NE	NE	40.5-97.3 kg

P=permitido, NP= no permitido, NE=No especificado

### B. Espacio de trabajo.

El objetivo de la rehabilitación es restablecer la capacidad de realizar los movimientos del hombro lo más semejante a los rangos que tenía el paciente antes de sufrir la lesión. Haciendo uso del software Matlab® se obtuvo la Fig. 2, donde se muestra el alcance del brazo (24 cm - 51 cm) y el rango de amplitud de cada movimiento con separación de 1° considerando el centro de rotación del hombro en (0,0). Los movimientos del hombro mostrados son: flexión – extensión (color azul), abducción-aducción (color verde) y rotación interna-externa (color magenta), respectivamente.

### C. Simulación del prototipo virtual

ADAMS® es una herramienta computacional para el análisis de sistemas multicuerpos, en el cual se programaron movimientos terapéuticos de prueba únicamente para mostrar los movimientos y espacio de trabajo realizados por el exoesqueleto, estos movimientos se indicaron a través de velocidades en los motores; en las Figs. 3 y 4 se muestran los movimientos de flexión y abducción del hombro respectivamente, ambos movimientos presentan un desplazamiento correspondiente a  $30^\circ \cdot \text{tiempo}$  y una velocidad angular de  $30^\circ/\text{s}$ , alcanzando como punto final  $90^\circ$  en 3 segundos, y en la Fig. 5 para ejemplificar el movimiento de rotación externa primero se lleva a cabo una flexión a  $90^\circ$  ( $30^\circ/\text{s}$ ) y luego una rotación externa a  $30^\circ$  donde la velocidad angular de su motor es de  $10^\circ/\text{s}$ , estos parámetros van a variar de acuerdo a las rutinas terapéuticas que indique el fisioterapeuta a cargo.

Espacio de trabajo del Exoesqueleto

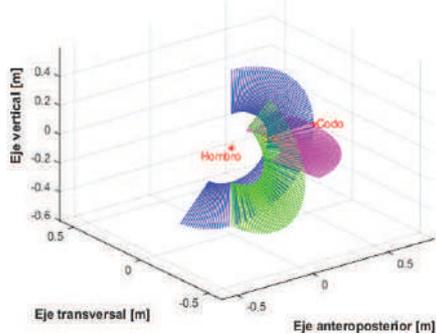


Fig. 2 Espacio de trabajo del exoesqueleto en Matlab®: flexión-extensión del brazo (azul), abducción-aducción del brazo (verde) y rotación interna-externa del brazo (magenta).

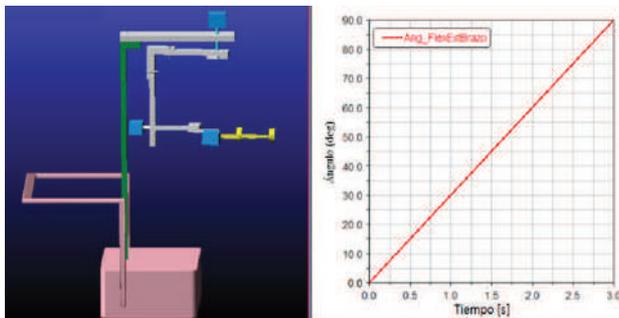


Fig. 3 Movimiento terapéutico en ADAMS®: 90° flexión.

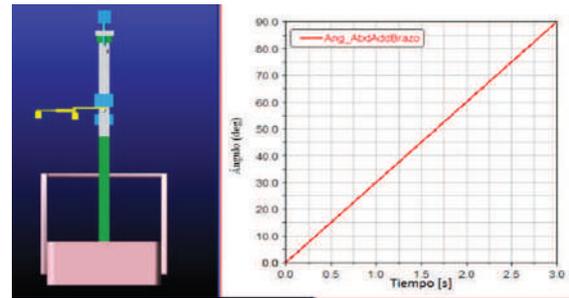


Fig. 4 Movimiento terapéutico en ADAMS®: 90° abducción.

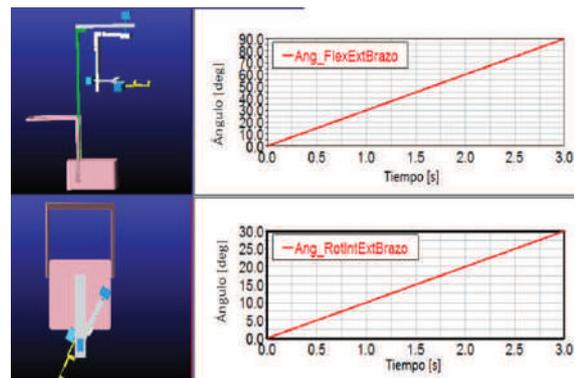


Fig. 5 Movimiento terapéutico en ADAMS®: 90° flexión y 30° rotación externa.

Para un dimensionamiento preliminar de los motores se realizó un análisis estático en SolidWorks® considerando lo siguiente: el material de la estructura es aluminio 6061, el peso del miembro superior del paciente (4.7 kg de acuerdo con Clauser en [18]) y el peso de los motores (flex-ext=2.5 kg, add-abd= 2.5 kg y rotación int-ext=4 kg), los pares de torsión son:

- Flexion-extensión del hombro: 54 Nm.
- Aducción - abducción del hombro: 61 Nm.
- Rotación interna-externa del hombro: 105 Nm.

### IV. DISCUSIÓN

Debido al rango correspondiente al perímetro del brazo obtenido de los datos antropométricos de la población adulta mexicana, se puede presentar un desvío en los ejes de rotación del exoesqueleto con los correspondientes al hombro humano, donde la colocación del exoesqueleto en el paciente debe ser lo más próxima a los ejes de rotación del exoesqueleto, algunas otras formas de evitarlo son: reducir el rango de valores de los parámetros dimensionales y funcionales a considerar en el diseño o bien el uso de elementos mecánicos que disminuyan o acoplen los ejes correspondientes.

En las simulaciones realizadas en SolidWorks® y ADAMS®, coinciden los ejes de rotación del exoesqueleto

con los del hombro humano por lo cual se disminuyen los errores en la ubicación de los ejes de rotación (ver Fig. 1).

Al realizar las simulaciones es posible llevar a cabo los rangos de movimientos ideales propuestos en el diseño, esto debido a que el software considera condiciones ideales de postura del paciente y del exoesqueleto, es decir los ejes de rotación del hombro del paciente coinciden con los del exoesqueleto, aunque en condiciones reales existe una no coincidencia de estos ejes debida principalmente al ajuste de la antropometría humana con el exoesqueleto; lo cual puede causar lesiones mayores en el paciente.

## V. CONCLUSIÓN

El diseño propuesto cubre el 90% de la población objetivo, además de cumplir con los tres movimientos elementales en el hombro. Respecto a los rangos de movimientos: 180° en flexión (valor ideal propuesto), 50° en extensión (valor ideal propuesto), 150° en abducción (corresponde al 83% del valor ideal propuesto), 0° en aducción (no cumple con el valor marginalmente aceptable), 30° en rotación interna (valor ideal propuesto) y 70° en rotación externa (corresponde al 87.5% del valor ideal propuesto), la longitud del brazo considerada en el diseño es de 24.0 cm a 51.0 cm, el cual corresponde a un 91% del rango ideal propuesto y al 127% del valor marginalmente aceptable; la principal limitante en el cumplimiento de los parámetros fueron las condiciones mecánicas debidas a los elementos y a la posición anatómica inicial del paciente.

El presente trabajo mostró el diseño del exoesqueleto desarrollado, para su validación formal es necesario realizar su análisis de esfuerzos, así como el análisis cinemático y dinámico correspondiente, y con los resultados obtenidos definir de ser necesario una etapa de rediseño y finalmente realizar la manufactura.

Actualmente el diseño se encuentra en fase de optimización para disminuir los pares torsionales de los motores.

## RECONOCIMIENTOS

Al programa de Cátedras CONACyT por el apoyo en éste proyecto.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, "Discapacidad en México", México, 2010. Disponible en: <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>.
- [2] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, "Las personas con discapacidad en México, una visión al 2010", México, 2013. Disponible en: [http://www.inegi.org.mx/prod\\_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/censos/poblacion/2010/discapacidad/702825051785.pdf](http://www.inegi.org.mx/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/censos/poblacion/2010/discapacidad/702825051785.pdf)
- [3] E. Veslin, J. Ghislain Slama, M. Suell Dutra y O. Lengerke, "Análisis cinemático de un exoesqueleto de partes superiores de 7 GDL", en *Memorias de Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica-UNAB*, vol. 1, no.1, 2011.
- [4] R. Gutiérrez, F. Vanegas, J. Duque, O. Avilés y P. Niño, "Diseño y control de un exoesqueleto para rehabilitación Motora en miembro superior", in *IFMBE Proc.*, vol. 18, no. 2, pp. 758. SPRINGER SCIENCE+ BUSINESS MEDIA, 2008.
- [5] R. Morales, F. J. Badesa, N. García-Aracil, J. M. Sabater and C. Pérez-Vidal, "Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation", *Medical & biological engineering & computing*, vol. 49, no. 10, pp. 1145-1156, 2011.
- [6] W. Qingcong and W. Xingsong. "Design of a gravity balanced upper limb exoskeleton with bowden cable actuators", in *IFAC Proc. Volumes*, vol. 46, no 5, pp. 678-683, 2013.
- [7] Ç. Altıntaş and A. M. Erkmén. "Intelligent mesh for self reconfigurability of an exoskeleton arm", in *IFAC Proc. Volumes*, vol. 47, no 3, p. 3533-3538, 2014.
- [8] Y. Mao, X. Jin, G. G. Dutta, J. P. Scholz and S. K. Agrawal, "Human movement training with a cable driven arm exoskeleton (carex)", *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23, no. 1, pp. 84-92, 2015.
- [9] Y. Ganesan, S. Gobebe and V. Durairajah, "Development of an upper limb exoskeleton for rehabilitation with feedback from EMG and IMU sensor", *Procedia Computer Science*, vol. 76, pp. 53-59, 2015.
- [10] J. F. Ayala-Lozano, G. Urriolagoitia-Sosa, B. Romero-Angeles, T. S. Miguel, C. René, L. A. Aguilar-Pérez and G. M. Urriolagoitia-Calderón, "Mechanical design of an exoskeleton for upper limb rehabilitation", *Revista Colombiana de Biotecnología*, vol. 17, no. 1, pp. 79-90, 2015.
- [11] J. C. Schneider, M. Y. Ozsecen, N. K. Muraoka, C. Mancinelli, U. Della Croce, C. M. Ryan and P. Bonato, "Feasibility of an exoskeleton-based interactive video game system for upper extremity burn contractures", *PM&R*, vol. 8, no 5, pp. 445-452, 2016.
- [12] H. S. Lo and S. Q. Xie, "Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: state of the art and future prospects", *Medical engineering & physics*, vol. 34, no. 3, pp. 261-268, 2012.
- [13] R. A. R. C. Gopura, D. S. V. Bandara, K. Kiguchi and G. K. I. Mann, "Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review", *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 75, pp. 203-220, 2016.
- [14] H. M. Van Der Loos, D. J. Reinkensmeyer, "Rehabilitation and health care robotics", en *Springer Handbook of Robotics*, B. Siciliano and O. Khatib: Springer, 2008, ch. 54, pp. 1223-1251.
- [15] J. H. C. Rojas, "Metodología de diseño mecatrónico de robots", *Épsilon*, no. 4, pp. 91-101, 2005.
- [16] R. A. Chaurand, L. r. P. León and E. L. G. Muñoz, *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, División de Tecnología y Procesos, Departamento de Producción y Desarrollo, Centro de Investigaciones en Ergonomía, 2001.
- [17] A. I. Kapandji, *Fisiología articular. Tomo 1: Miembro superior*, 6ª edición, Maloine, 2006.
- [18] Le Veau, B., Williams, M. y Lissner, H. R. *Biomecánica del movimiento humano de Williams y Lissner*. Trillas, 1991.

### 7.7.2. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica (RMIB).

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.1.29](https://doi.org/10.17488/RMIB.38.1.29)

## Diseño de un Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación del Hombro

### Design of an Exoskeleton Prototype for Shoulder Rehabilitation

Sosa-Méndez, D.<sup>1</sup>, Arias-Montiel, M.<sup>2</sup>, Lugo-González, E.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>División de Estudios de Posgrado, Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León, Oaxaca, México.

<sup>2</sup>Instituto de Electrónica y Mecatrónica, Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León, Oaxaca, México.

<sup>3</sup>CONACYT - Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León, Oaxaca, México.

#### RESUMEN

La discapacidad motora es un problema a nivel mundial y según el censo 2010 del INEGI, en México, las personas con problemas de movilidad representan el 58.3% de la población con discapacidad. Para afrontar esta problemática, han surgido dispositivos robóticos para rehabilitación que permiten realizar terapias con precisión, eficiencia, reducción de esfuerzos físicos y la oportunidad de realizarlas en grupo. Sin embargo, estos dispositivos no pueden igualar la movilidad de los miembros a rehabilitar y su adaptación a la antropometría mexicana es limitada. En este artículo se presenta el diseño de un exoesqueleto enfocado a la población adulta mexicana con pérdida parcial de movilidad en el hombro. El objetivo es desarrollar un exoesqueleto capaz de generar los 3 movimientos básicos del hombro (flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa), considerando las medidas antropométricas de la población objetivo. Para el diseño del prototipo se utiliza una adaptación de la metodología de diseño mecatrónico de robots. El diseño propuesto es validado cinemáticamente mediante simulaciones numéricas en Matlab® y en ADAMS™, comprobando el rango de movilidad de cada articulación. Además, se realiza el análisis de elemento finito para cuantificar los esfuerzos y las deformaciones en el exoesqueleto, verificando la selección de materiales para su manufactura.

**PALABRAS CLAVE:** Robótica de rehabilitación, exoesqueleto, ADAMS™.

## ABSTRACT

The motor disability is a problem at the global level and according to the census 2010 from INEGI, in Mexico, people with mobility problems represent 58.3% of the population with disabilities. To face this problem, robotic devices for rehabilitation have emerged which allow to perform therapies with accuracy, efficiency, reduction of physical efforts and the opportunity to perform them in group. However, these devices may not match the mobility of the members to rehabilitate and their adaptation to the Mexican anthropometry is limited. In this article, the design of an exoskeleton focused on the Mexican adult population with partial loss of mobility in the shoulder is presented. The objective is to develop an exoskeleton capable of generating the 3 basic movements of the shoulder (flexion-extension, abduction-adduction and internal-external rotation) considering the anthropometric measurements of the target population. For the design of the prototype, an adaptation of the mechatronic design methodology for robots is used. The proposed design is validated kinematically through numerical simulations in Matlab® and ADAMS™, the numerical results prove the range of mobility of each exoskeleton joint. Moreover, a finite element analysis is carried out to quantify the stress and strain levels in the exoskeleton, verifying the selection of materials for its manufacture.

**KEYWORDS:** Rehabilitation robotics, exoskeleton, ADAMS™.

### Correspondencia

DESTINATARIO: Deira Sosa-Méndez

INSTITUCIÓN: División de Estudios de Posgrado,  
Universidad Tecnológica de la Mixteca

DIRECCIÓN: Carretera a Acatlima Km. 2.5, C. P. 69000,  
Huajuapán de León, Oaxaca, México

CORREO ELECTRÓNICO: [sosam.deira@gmail.com](mailto:sosam.deira@gmail.com)

### Fecha de recepción:

15 de octubre de 2016

### Fecha de aceptación:

23 de diciembre de 2016

## INTRODUCCIÓN

De acuerdo con el reporte del Banco Mundial sobre discapacidad presentado en 2015 <sup>[1]</sup>, alrededor del 15% de la población mundial (cerca de 1000 millones de personas) experimenta alguna forma de discapacidad, siendo los países en desarrollo los más afectados por esta problemática. Según el censo 2010 del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) <sup>[2]</sup>, en México más del 5% de la población presenta algún tipo de discapacidad, siendo los problemas de movilidad los que representan más del 58% de las discapacidades. El aumento del número de personas que padecen alguna discapacidad motora o debilidad muscular ha motivado el desarrollo de la robótica de rehabilitación. El objetivo de esta rama emergente de la robótica de servicio es la aplicación de la tecnología para el desarrollo de dispositivos que asistan y mejoren las terapias de rehabilitación para personas con discapacidad <sup>[3-4]</sup>.

En las terapias físicas convencionales se establecen actividades que son llevadas a cabo por el fisioterapeuta. Éstas dependen del grado de discapacidad del paciente y de la parte del cuerpo afectada. El objetivo de la rehabilitación física es rehabilitar al paciente de alguna deficiencia o discapacidad y mejorar su movilidad, habilidad funcional y calidad de vida. Sin embargo, se presentan algunos problemas en la rehabilitación y están presentes tanto para el paciente como para el terapeuta. Para el paciente las terapias son costosas y el tiempo de recuperación es largo, en el caso del especialista se presenta problemas de eficiencia (debido al desgaste físico), además no cuenta con medidas fiables del deterioro del miembro a rehabilitar, ni tampoco con medidas para evaluar el progreso de la rehabilitación implementada <sup>[5]</sup>.

La rehabilitación asistida con robots tiene el potencial de superar algunas de las limitaciones de los métodos convencionales y puede favorecer el desarrollo de nuevos tipos de tratamientos de rehabilitación. La terapia asistida con robots puede proporcionar una rehabilitación intensiva de larga duración, sin ser afectada por las habilidades

y el nivel de fatiga del terapeuta. Además, puede reducir los costos de la terapia a largo plazo y proporcionar datos cuantitativos para evaluar el progreso de los pacientes <sup>[5]</sup>.

Los exoesqueletos son sistemas robóticos que se acoplan al cuerpo humano de forma externa para cumplir funciones específicas y forman parte de un grupo denominado *Wearable Robots* (robots usables), estos sistemas son usados por una persona, de tal manera que la interfaz física conduce a una transferencia directa de energía mecánica y al intercambio de información. Los exoesqueletos están diseñados para coincidir con la forma y la función del cuerpo humano <sup>[3-4]</sup>. En años recientes, los exoesqueletos se han empleado como dispositivos orientados a la rehabilitación física <sup>[5-13]</sup>. En <sup>[14-17]</sup> se presentan amplias revisiones del estado del arte de exoesqueletos desarrollados para la rehabilitación del miembro superior. Algunos exoesqueletos para rehabilitación de miembro superior ya se encuentran disponibles comercialmente, por ejemplo: Aupa, JACE S600, JACE S603, Armeo® Spring, Armeo® Spring Pediatric, Armeo® Boom, Armeo® Power. Las principales desventajas de estos dispositivos son: las medidas antropométricas en las cuales se basa su diseño, no corresponden a las de la población mexicana y su alto costo de adquisición y de mantenimiento los hacen inaccesibles para la mayoría de las instituciones de salud en México, principalmente para aquellas que prestan sus servicios en zonas marginadas.

Los principales problemas que se presentan al desarrollar un dispositivo para rehabilitación son: determinar las tareas de movimiento que debe realizar el robot y definir el diseño mecánico apropiado para las tareas de movimiento que realiza el paciente, ya que la prescripción de éstas y la entrada mecánica restringen el diseño y el control mecánico del dispositivo robótico de terapia <sup>[9, 16, 18]</sup>.

El objetivo del presente trabajo, es diseñar y validar un prototipo de exoesqueleto para auxiliar en las terapias de rehabilitación de pacientes con pérdida parcial de movi-

miento en el hombro. El exoesqueleto tiene 3 GDL para realizar los tres movimientos del hombro (flexión-extensión, aducción-abducción y rotación interna-externa) en rangos funcionales y es diseñado con base en las medidas antropométricas de la población mexicana adulta. El diseño es validado cinemáticamente mediante simulaciones numéricas en paquetes computacionales especializados como Matlab<sup>®</sup> y ADAMS<sup>T.M</sup> (Automatic Dynamic Analysis of Multibody Systems) para verificar que los rangos de movimiento cubran las necesidades de las terapias de rehabilitación.

También, se realiza el análisis de elemento finito para cuantificar los esfuerzos y las deformaciones en la estructura mecánica del exoesqueleto, validando la selección de materiales para su manufactura.

### Descripción del problema

En las últimas décadas, la robótica de rehabilitación ha tenido un gran desarrollo en países de primer mundo. Sin embargo, en países en vías de desarrollo como México, es un área emergente en cuanto a investigación y desarrollo tecnológico.

En los estudios realizados sobre el estado del arte de dispositivos de rehabilitación, específicamente para el miembro superior, la presencia de desarrollos hechos en países latinoamericanos es prácticamente nula (ver <sup>[14-17]</sup>). Según la revisión presentada por Gopura et al. <sup>[16]</sup>, el desarrollo de los exoesqueletos de tercera generación que actualmente se comercializan, comenzó a mediados de la primera década del siglo XXI, aunque los estudios teóricos y prácticos en los cuales se basan, datan de los años 60 del siglo pasado. Algunos de los dispositivos que actualmente se encuentran disponibles comercialmente se mencionan en la sección anterior. Estos dispositivos son desarrollados en España, Estados Unidos de Norteamérica y Suiza.

Se han explorado diversas configuraciones y formas de actuación de los exoesqueletos para la rehabilitación del miembro superior. En <sup>[6]</sup> se presenta una revisión de los

dispositivos robóticos de rehabilitación que usan actuadores neumáticos para su movimiento. Además, los autores presentan el diseño de un dispositivo basado en dos brazos robóticos neumáticos, cada uno con tres grados de libertad activos. Uno de los brazos robóticos controla el movimiento de la mano del paciente y el otro brazo controla el movimiento del codo. Con esta configuración se intenta reproducir la forma en la que los fisioterapeutas realizan los movimientos de terapia neuromuscular. El dispositivo está diseñado para que la terapia se realice con el paciente acostado y presenta dificultades en el desarrollo de algoritmos de control de movimiento debido a la naturaleza neumática de sus actuadores. Ganesan et al. <sup>[7]</sup> proponen un exoesqueleto para la rehabilitación del miembro superior con retroalimentación de sensores electromiográficos (EMG) y de una unidad de medición inercial (IMU, por sus siglas en inglés). El dispositivo cuenta con sólo 1 GDL (flexión/extensión del codo) y es controlado por el movimiento del brazo sano del paciente o del fisioterapeuta. Mao et al. <sup>[8-9]</sup> desarrollan un exoesqueleto con control de fuerza en el actuador final. El dispositivo tiene 5 GDL y es accionado mediante cables. Las principales ventajas de esta configuración son: la ligereza de sus componentes en comparación con otros dispositivos desarrollados para el mismo fin y el autoalineamiento con los ejes de rotación de las articulaciones humanas. Sin embargo, dada su naturaleza cinemática cerrada, el diseño y análisis cinemático, la obtención del modelo dinámico y el desarrollo de algoritmos de control de movimiento resultan sumamente complejos.

Una alternativa a los dispositivos robóticos para rehabilitación de cadenas cinemáticas cerradas, son los exoesqueletos con configuración serial. A nivel de diseño mecánico se han propuesto exoesqueletos para la rehabilitación de hombro y codo <sup>[10]</sup> y del miembro superior completo, incluyendo los dedos de la mano <sup>[11]</sup>. Este tipo de dispositivos se han complementado con interfaces audiovisuales para mejorar la calidad de las terapias en adultos <sup>[12]</sup> y en niños <sup>[13]</sup>.

Con base en la revisión bibliográfica realizada, se aprecia que aún existe mucho trabajo por desarrollar para mejorar el desempeño de los dispositivos robóticos empleados para la rehabilitación física. En este artículo se plantea el diseño y la validación de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación del hombro, basado en las medidas antropométricas de la población mexicana adulta y con la capacidad de ajustarse a distintas longitudes y perímetros de brazo para cubrir un rango amplio de la población objetivo.

El dispositivo deberá contar con la capacidad de realizar los tres movimientos del hombro (flexión-extensión, aducción-abducción y rotación interna-externa) en rangos funcionales y cumplir con los requerimientos obtenidos a partir de encuestas realizadas a especialistas en rehabilitación física. Esta propuesta busca obtener un diseño validado para su posterior manufactura que resuelva algunos de los problemas de los dispositivos que actualmente se encuentran disponibles comercialmente, como son: el ajuste a la antropometría mexicana, incluyendo diferentes longitudes y perímetros de brazo, que los movimientos terapéuticos se puedan realizar con el paciente tanto de pie como sentado y que el dispositivo tenga un costo de desarrollo económicamente más accesible para las instituciones de salud mexicanas.

Para el diseño del exoesqueleto se usó una adaptación de la metodología de diseño mecatrónico de robots, ésta se basa en la ingeniería concurrente (CE por sus siglas en inglés), los sistemas de diseño asistido por computador (CAD por sus siglas en inglés), y la ingeniería asistida por computador (CAE por sus siglas en inglés). Se identifican y describen las tres tareas fundamentales: (1) modelado matemático de la cinemática del robot, y modelado gráfico computarizado de la configuración, (2) simulación gráfica del funcionamiento y de la acción de control y (3) la integración de las tecnologías que constituyen el nuevo dispositivo mecatrónico<sup>[19]</sup>.

Antes del modelado en algún sistema CAD y el modelado matemático de la cinemática del robot, deben considerarse tres tareas: el reconocimiento de una necesidad (requerimientos del cliente), el establecimiento de las especificaciones objetivo y el diseño conceptual, las cuales permiten realizar una simulación gráfica del comportamiento del dispositivo. El diseño se centró en las siguientes actividades.

### **Obtención de requerimientos del cliente**

Los requerimientos para el desarrollo del exoesqueleto se obtuvieron a partir de encuestas realizadas a fisioterapeutas, en donde se pidió calificar cada requerimiento con base en su importancia. Como resultado, los requerimientos se dividieron en principales y secundarios. Los primeros son: permitir los movimientos de flexión y extensión, así como de aducción-abducción del hombro, longitud y perímetro variables de brazo, ajuste de altura al hombro, aplicable a brazo derecho e izquierdo y ajuste a la localización de articulaciones, y como secundarios: permitir el movimiento de rotación interna y externa del hombro y tiempo de colocación del exoesqueleto en el paciente.

### **Datos antropométricos**

Para los datos antropométricos correspondientes al miembro superior así como sus percentiles, se consideran los publicados en<sup>[20]</sup>, en donde se midieron un total de 8,228 sujetos con un rango de edad de 2 a 85 años, el muestreo fue por conveniencia, la definición de las dimensiones y el método para medir se basó en la "Técnica Antropométrica estandarizada"<sup>[21]</sup>. Dichos estudios muestran medidas antropométricas de habitantes de Guadalajara, Ciudad de México, Guanajuato y la zona fronteriza México-EUA. El rango de población objetivo en este caso son hombres y mujeres de 18 a 68 años. Para esta población se consideran los datos que abarcan del percentil 5 al 95 (incluyendo al 90% de la población). Estos datos se consideran para el diseño del exoesqueleto y en la Tabla 1 se muestran los rangos de cada parámetro a satisfacer de acuerdo con<sup>[20]</sup>.

**TABLA 1: Medidas antropométricas mexicanas.**

Dimensión	Mínimo	Máximo	Rango
Peso (kg)	40.5	97.3	56.8
Estatura (cm)	139.8	181.3	41.5
Altura al hombro (cm)	113.8	149.2	35.4
Longitud de brazo (cm)	24.3	55.6	31.3
Ancura máxima cuerpo (cm)	39.1	59.6	20.5
Profundidad máxima cuerpo	19.7	38.6	18.9
Perímetro brazo	20.3	35.2	14.9

### Especificaciones objetivo

Se establecieron métricas dimensionales (Tabla 2, correspondiente a la antropometría de la población adulta mexicana) y funcionales (Tabla 3, correspondiente a los rangos de movimiento de la extremidad superior del ser humano según <sup>[22]</sup>). Para cada tipo de requerimiento se establecieron valores objetivo ideales (el mejor resultado

que se puede esperar) y marginalmente aceptables (valor que apenas hace viable el producto desde el punto de vista comercial). Los valores ideales comprenden el rango completo de los datos dimensionales y funcionales respectivamente, y los marginalmente aceptables consideran el promedio del rango de los valores ideales.

**TABLA 2: Parámetros dimensionales.**

Dimensión	Valor marginal	Valor ideal
Peso (kg)	<68.9	<97.3
Estatura (cm)	<160.5	<181.3
Altura al hombro (cm)	<131.5	<149.2
Longitud de brazo (cm)	24.3-39.9	24.3-55.6
Ancura máxima cuerpo (cm)	39.1-49.3	39.1-59.6
Profundidad máxima cuerpo	19.7-29.1	19.7-38.6
Perímetro brazo	20.3-27.7	20.3-35.2

**TABLA 3: Parámetros funcionales.**

Dimensión	Valor marginal	Valor ideal
Ángulo flexión hombro	90°	180°
Ángulo extensión hombro	23°-25°	45°-50°
Ángulo aducción hombro	30°-23°	30°-45°
Ángulo abducción hombro	90°	180°
Ángulo rotación interna hombro	15°	30°
Ángulo rotación externa hombro	40°	80°
Edad de pacientes (años)	>40	>20
Rehabilitación de hombro	Derecho o izquierdo	Derecho o izquierdo

En la Tabla 4, se muestra una comparativa de las principales métricas de los dispositivos comerciales que ofrecen rehabilitación del miembro superior y el propuesto en este trabajo. En este caso el prototipo propuesto cubre el 70% de los rangos para los parámetros funcionales con

excepción del movimiento de aducción y el de rotación externa (ver Tabla 4), y presenta mejoras en cuanto a los parámetros dimensionales, ya que el diseño se enfoca en la población mexicana, además de ofrecer la terapia de rehabilitación de pie o sentado.

TABLA 4: Comparativa de la competencia basada en métricas.

Dispositivo / Métrica	Armeo Power	Armeo Spring	Armeo Spring Pediatric	Armeo Boom	Fisiotek	Timón para hombro	Jace S600	Jace S603	Propuesta
Ángulo flexión y extensión hombro [°]	40°-120°	P	P	P	Flexión= 0°-180°	P	-30°-0°-100°	NE	0-140°(flex) 0°-50°(ext)
Ángulo aducción y abducción hombro [°]	-169°-50° (abd)	P	P	P	0°-180° (abd)	P	40°-110°	30°-175°	0° (add) 0-90°(abd)
Ángulo Rotación interna- externa hombro [°]	0° - 90°	P	P	P	90°-0°-90°	P	60°-0°-70°	90°-0°-90°	0-30° (int) 0°-40° (ext)
Ángulo flexión y extensión codo	0° -100°	Flexión	Flexión	P	NP	NP	NE	NE	NP
Longitud del brazo [cm]	25-34	22-31	15,5-23,5	NP	NP	NP	≈20-32	≈ 20-32	≈ 24-51
Ajuste de perímetro del brazo y antebrazo	P	P	P	P	P	P	P	P	P
Altura al hombro del paciente [cm]	85-125	85-125	85-125	60-90	NE	P	70-45	88-58	≈ 79-149
Edad de pacientes	Adultos	Adultos	Niños de 4-12 años	Adultos	NE	NE	Adultos	Adultos	Personas de 18-68 años
Mecanismos de transporte	Móvil	Móvil	Móvil	Móvil	Móvil	Fijo a la pared	Móvil	Móvil	Móvil
Postura del paciente durante la terapia	*Sentado y supino	*Sentado y supino	*Sentado y supino	Sentado con flexión del hombro a 60 °	Sentado y supino (abducción y rotación).	NE	Sentado	Sentado	De pie y sentado
Peso del paciente	135 kg	NE	NE	NE	NE	NE	NE	NE	40.5-97.3 kg

P=permitido, NP=no permitido, NE=No especificado

## Características generales del prototipo propuesto

El prototipo cuenta con:

- Base móvil: para el transporte del dispositivo se usa una estructura con 4 ruedas tipo castor con seguro, así el dispositivo será portátil.
- Ajuste de altura al hombro: se utiliza una columna telescópica con adaptación a la base móvil.
- Ajuste de longitud y perímetro del brazo: se usan eslabones articulados unidos en sus extremos

mediante pernos; el ajuste es manual de acuerdo a la longitud del segmento del paciente y la unión del brazo al exoesqueleto es mediante bandas de velcro.

- Movimientos del hombro: Se implementa una configuración serial de movimientos para reducir las singularidades al generar rutinas terapéuticas. Se implementa un modelo de articulaciones rotatorias simples, cubriendo los 3 grados de libertad del hombro: (1) flexión/extensión, (2) aducción/abducción y (3) rotación interna y externa.

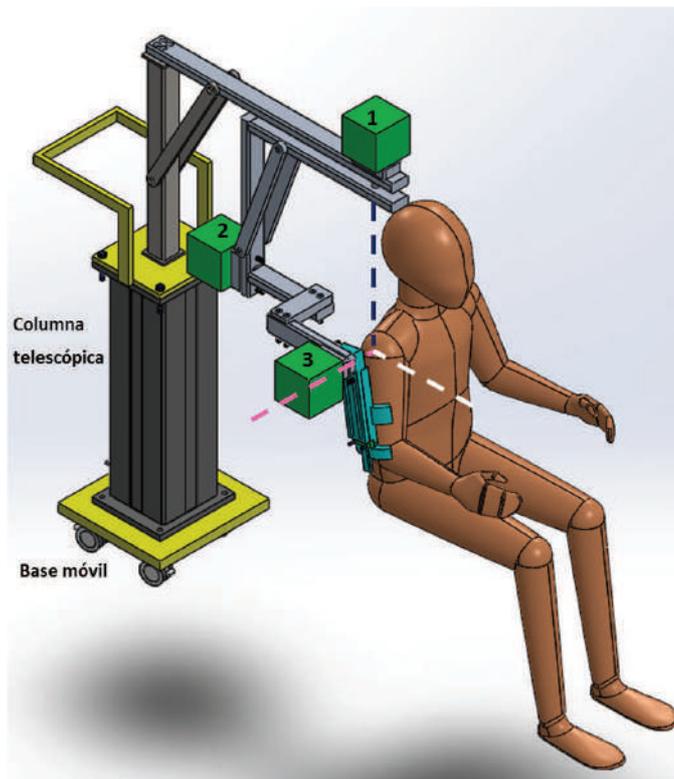
## RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En esta sección se presenta el prototipo CAD del exoesqueleto desarrollado en SolidWorks® y diseñado con base en los requerimientos y características descritos en la sección anterior. El análisis del diseño propuesto abarca el espacio de trabajo del exoesqueleto, la

validación cinemática para los tres movimientos del hombro y el estudio de esfuerzos y deformaciones mediante el método de elemento finito para la verificación de los materiales seleccionados.

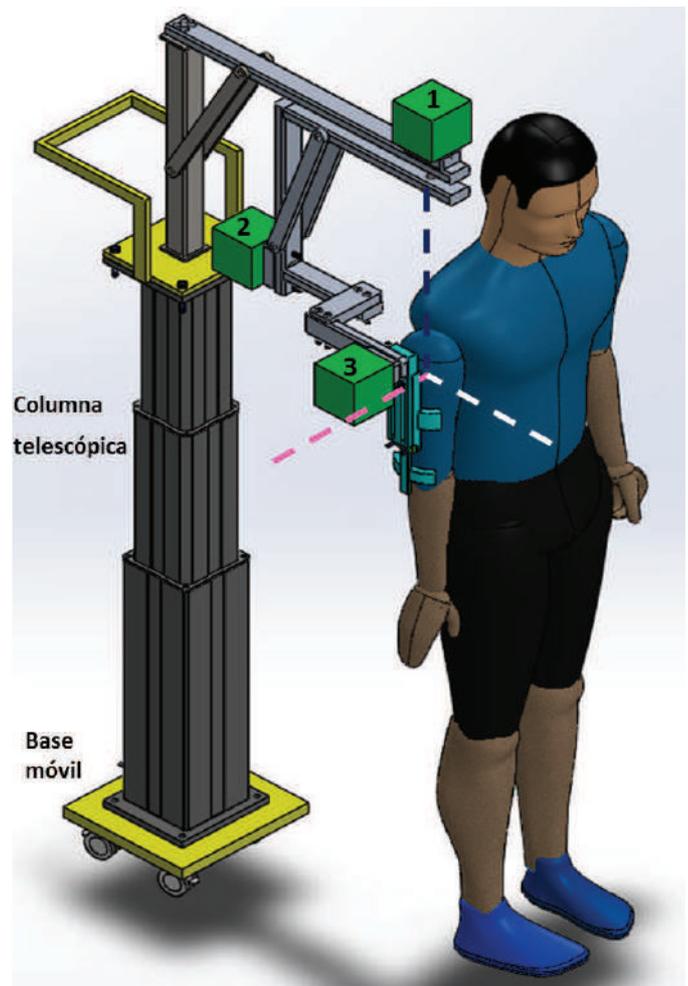
### Prototipo CAD del exoesqueleto

El prototipo consiste en una serie de eslabones mecánicos en configuración serial. Posee 3 GDL actuados de forma directa por motores rotatorios y para proporcionar la variación en la altura necesaria para implementar movimientos terapéuticos con el paciente sentado o de pie, se usa una columna telescópica en la base del prototipo. El poste que une la columna telescópica con la base del mecanismo del exoesqueleto está hecho de acero 1018 y todos los eslabones del mecanismo están hechos de aleación de aluminio 6061, a excepción del eslabón que se fija al brazo del paciente, que está fabricado de plástico PLA en impresión 3D. En la Figura 1 se muestra el dispositivo con la altura mínima de 79 cm que corresponde a la posición del paciente sentado.



**FIGURA 1:** Prototipo virtual del exoesqueleto en SolidWorks® con paciente sentado: eje transversal (color rosa), eje antero-posterior (color blanco), eje vertical (color negro), (1) motor de rotación int-ext, (2) motor de add-abd y (3) motor de flex-ext.

En la Figura 2 se muestra el dispositivo con la altura máxima de 149 cm que corresponde a la posición del paciente de pie y a la columna telescópica en su carrera máxima.

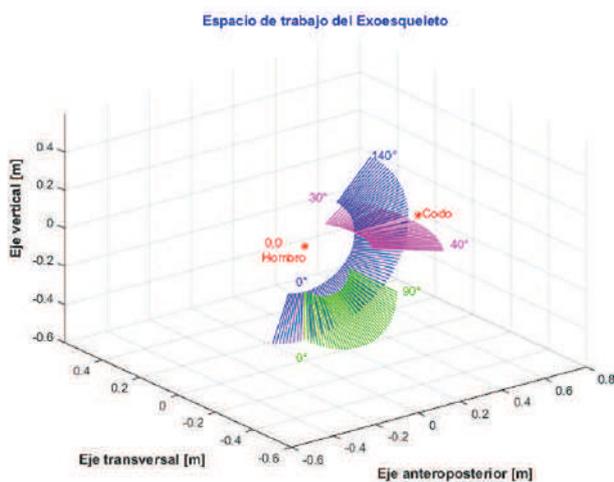


**FIGURA 2:** Prototipo virtual del exoesqueleto en SolidWorks® con paciente de pie: eje transversal (color rosa), eje antero-posterior (color blanco), eje vertical (color negro), (1) motor de rotación int-ext, (2) motor de add-abd y (3) motor de flex-ext.

### Espacio de trabajo

El objetivo de la rehabilitación es restablecer la capacidad de realizar los movimientos de la parte afectada en los rangos que tenía el paciente antes de sufrir la lesión. Haciendo uso del software Matlab R, se obtuvo

el espacio de trabajo alcanzable del exoesqueleto con el diseño propuesto y el rango de movimientos mostrado en la Tabla 4. En la Figura 3, se muestra el alcance del brazo ( $24\text{ cm}^{51}\text{ cm}$ ) en el espacio cartesiano considerando el centro de rotación del hombro en (0,0). Los movimientos del hombro mostrados son: flexión-extensión (color azul), abducción-aducción (color verde) y rotación interna-externa (color magenta).

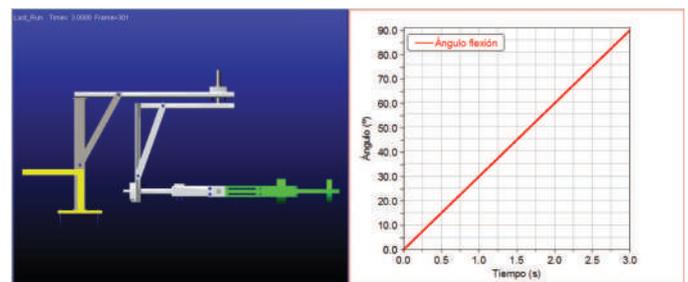


**FIGURA 3:** Espacio de trabajo del exoesqueleto en Matlab®: flexión-extensión del brazo (azul), abducción-aducción del brazo (verde) y rotación interna-externa del brazo (magenta).

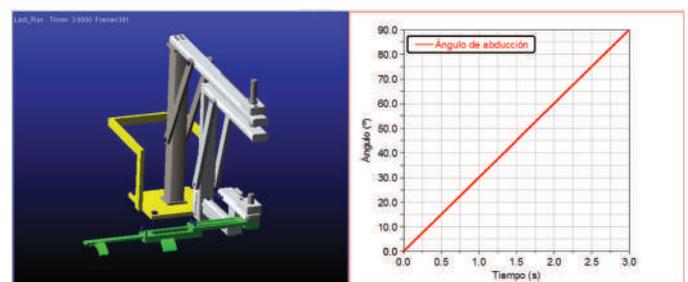
### Simulación del prototipo virtual

ADAMS™ es un programa computacional enfocado al análisis dinámico de sistemas multicuerpos cuyo principal objetivo es resolver problemas no lineales y sus capacidades se pueden extender a través del uso de co-simulaciones con otros paquetes computacionales [23]. Esta herramienta se usa para realizar la validación cinemática del diseño propuesto. Se implementan movimientos en cada GDL del exoesqueleto a partir de velocidades en los motores que accionan cada articulación del mecanismo. Estos movimientos tienen como única finalidad mostrar la capacidad de realizar los tres movimientos del hombro establecidos en los

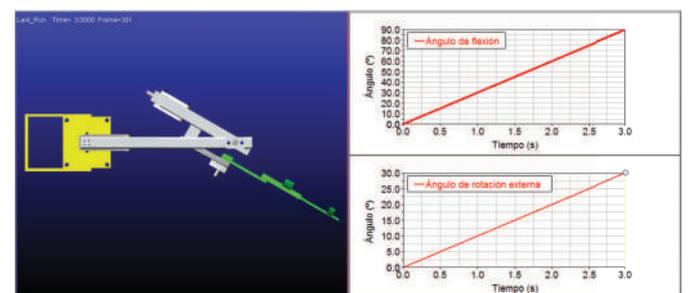
requerimientos y verificar los rangos alcanzables. En las Figuras 4 y 5 se muestran los movimientos de flexión y abducción del hombro, respectivamente. Ambos movimientos presentan un desplazamiento de 0 a 90 grados con una velocidad angular constante de 30 grados/s. En la Figura 6, para ejemplificar el movimiento de rotación externa, primero se lleva a cabo una flexión a 90 grados y posteriormente una rotación externa a 30 grados, donde la velocidad angular del motor correspondiente se propuso de 10 grados/s.



**FIGURA 4:** Movimiento de flexión (vista frontal).



**FIGURA 5:** Movimiento de abducción (vista isométrica).



**FIGURA 6:** Movimiento de rotación externa (vista superior)

Es importante mencionar que estos movimientos no corresponden a trayectorias y velocidades de ejercicios terapéuticos, sino que se proponen sólo para la validación cinemática del diseño propuesto.

Para el dimensionamiento de los motores que accionarán cada GDL, se consideraron los materiales mencionados en la subsección “Prototipo CAD del exoesqueleto”. Además, que la masa del miembro superior del paciente es de 4.7 kg para una persona de 97.3 kg (parámetro dimensional ideal de peso) de acuerdo con [24] y los pesos de los motores (flex-ext=2.5 kg, add-abd= 4 kg y rotación int-ext=2.5 kg). Mediante un análisis estático considerando el caso más crítico en cada articulación (la posición en la cuál se tenga un brazo de palanca mayor con respecto al motor), los pares de torsión máximos son:

- › Flexión-extensión del hombro: 28 Nm.
- › Aducción-abducción del hombro: 35 Nm.
- › Rotación interna-externa del hombro: 28 Nm.

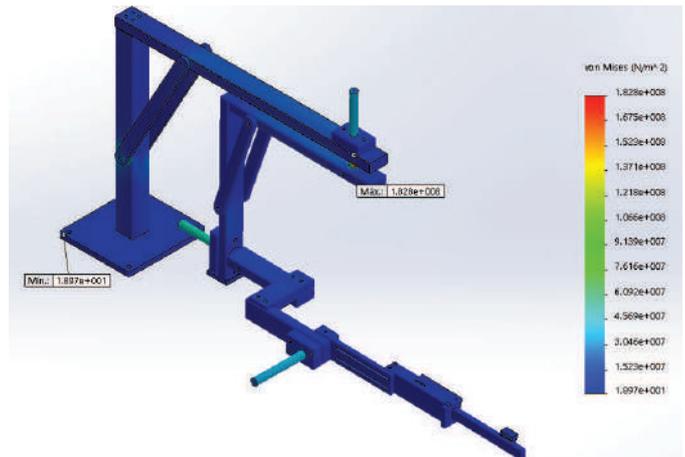
Estos pares de torsión fueron verificados mediante una simulación dinámica realizada con los parámetros geométricos y propiedades de materiales establecidos. Como selección preliminar basada en los resultados obtenidos, se propone el uso de servomotores *Harmonic Drive* de la serie FHA mini y FHA-C, correspondientes a cada uno de los pares de torsión ya mencionados.

### Análisis por elemento finito de la estructura mecánica

El análisis se efectuó en SolidWorks Simulation®. La posición de trabajo en la cual se encuentra el dispositivo durante la simulación es con una flexión a 90 grados y considerando la longitud máxima del brazo (51 cm), siendo ésta la posición donde la estructura presenta la carga máxima debido a que se presenta el mayor brazo de palanca. Se analizaron los esfuerzos considerando la teoría de fallas de la energía de distorsión para materia-

les dúctiles [25], así como las deformaciones que sufre la estructura. Los esfuerzos encontrados se muestran en la Figura 7 y se detallan a continuación:

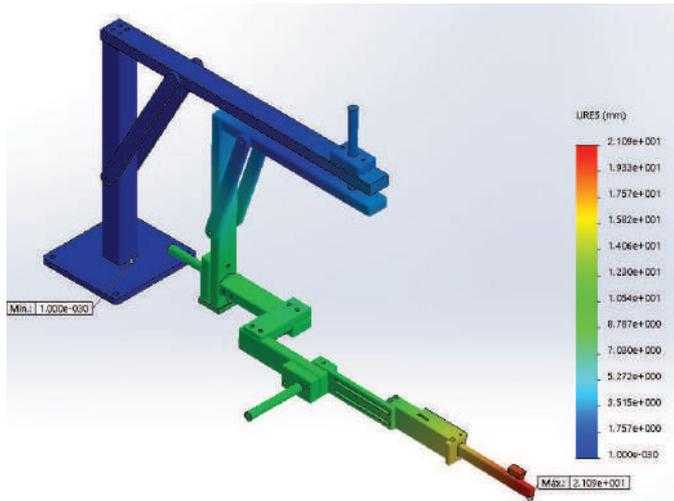
- › El esfuerzo máximo se presenta en el eje de rotación interna-externa con un valor de 182.8 MPa. Dado que el esfuerzo a la fluencia del acero 1020 es de 390 MPa [25], se tiene un factor de seguridad de 2.13 (aceptable).
- › El esfuerzo en el eje de abducción-aducción es de 60.4 MPa, bajo las mismas consideraciones que en el caso anterior, se tiene un factor de seguridad de 6.45 (aceptable).
- › El esfuerzo en el eje de flexión-extensión es de 45.6 MPa, con un factor de seguridad de 8.55 (aceptable).



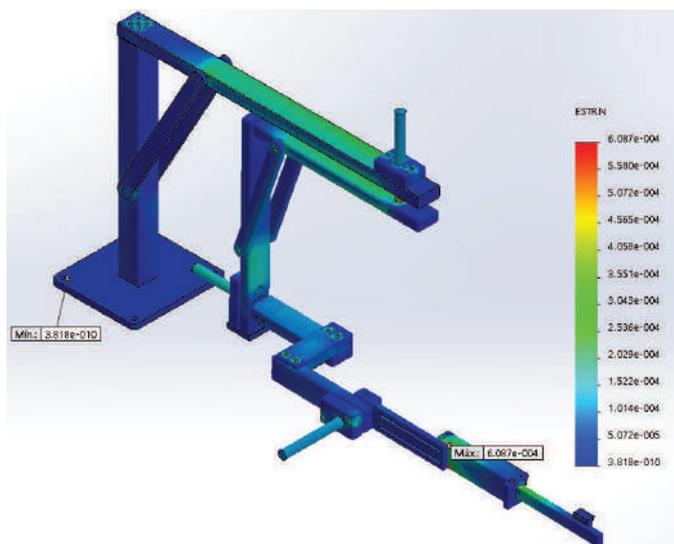
**FIGURA 7:** Esfuerzos de Von Mises en la estructura: el color rojo indica el esfuerzo máximo y el azul indica el mínimo.

El esfuerzo máximo en las piezas de aluminio es de 35.9 MPa y considerando una resistencia a la fluencia de 169 MPa [25], se tiene un factor de seguridad mínimo de 4.7. Estos factores de seguridad hacen al dispositivo mecánicamente seguro y factible para realizar las tareas para las cuales está diseñado. La deformación total sufrida por la estructura es de 21.0 mm, este desplazamiento se encuentra a la altura del codo, como se observa en la Figura 8. Es importante mencionar que esta deformación es absoluta y medida a partir de la

condición de empotramiento considerada en la unión del mecanismo con la columna telescópica. Para el caso de la deformación unitaria máxima presentada en la estructura es de  $608.6 \mu\text{m}$  encontrándose a la altura del brazo como se observa en la Figura 9.



**FIGURA 8: Deformación total sufrida por la estructura: el color rojo indica la deformación máxima y el azul indica la deformación mínima.**



**FIGURA 9: Deformación unitaria en la estructura: el color rojo indica la deformación máxima y el azul indica la deformación mínima.**

Debido al rango de variación correspondiente al perímetro del brazo obtenido de los datos antropométricos de la población adulta mexicana, se puede presentar un ligero desalineamiento de los ejes de rotación del exoesqueleto con respecto a los correspondientes a los del hombro humano. En las simulaciones realizadas en SolidWorks® y ADAMS™, coinciden los ejes de rotación del exoesqueleto con los del hombro, por lo cual se disminuyen los errores en la ubicación de los ejes de rotación (ver Figura 1 y Figura 2).

Al realizar las simulaciones es posible llevar a cabo los rangos de movimientos ideales propuestos en el diseño, esto debido a que el software considera condiciones ideales de postura del paciente y del exoesqueleto, es decir, los ejes de rotación del hombro del paciente coinciden con los del exoesqueleto, aunque en condiciones reales se puede presentar una no coincidencia de estos ejes, debido principalmente al ajuste de la antropometría humana con el exoesqueleto.

## CONCLUSIONES

En este artículo se presentó una propuesta de diseño para un exoesqueleto para auxiliar en tareas de rehabilitación física para personas con problemas de movilidad en el hombro. El dispositivo propuesto intenta solventar algunas de las problemáticas que presentan los dispositivos estudiados en el estado del arte, tanto a nivel comercial como en lo referente a la investigación, enfocando el diseño a una población objetivo mexicana y haciendo factible su adaptación a diferentes longitudes y perímetros del brazo. Además, el prototipo propuesto, brinda la posibilidad de realizar la terapia con el paciente sentado o de pie.

El diseño se validó cinemáticamente mediante simulaciones numéricas que muestran que el exoesqueleto desarrollado cubre el 90% de la población objetivo (adultos mexicanos entre 18 y 68 años), además de cumplir con los tres movimientos elementales en el hombro.

Respecto a los rangos de movimiento: 140 *grados* en flexión (corresponde al 78% del valor ideal propuesto), 50 *grados* en extensión (valor ideal propuesto), 90 *grados* en abducción (corresponde al valor marginalmente aceptable), 0 *grados* en aducción (no cumple con el valor marginalmente aceptable), 30 *grados* en rotación interna (valor ideal propuesto) y 40 *grados* en rotación externa (corresponde al valor marginalmente aceptable), la longitud del brazo considerada en el diseño varía de 24.0 *cm* a 51.0 *cm*, lo que corresponde a un 91% del rango ideal propuesto. La principal limitante en el cumplimiento de los parámetros son las condiciones mecánicas debidas a los elementos y a la posición anatómica inicial del paciente.

También se realizó el análisis por elemento finito de la estructura mecánica del exoesqueleto, el cual concede un factor de seguridad mínimo de 2.13, lo cual

hace factible la construcción del dispositivo con los parámetros de diseño utilizados y los materiales propuestos. El porcentaje de deformación total sufrido por la estructura depende directamente de la longitud del brazo y el peso del paciente.

Actualmente el exoesqueleto se encuentra en fase de manufactura para contar con el prototipo físico que permita validar experimentalmente los resultados mostrados en este trabajo.

### AGRADECIMIENTOS

El primer autor agradece al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por la beca otorgada bajo el CVU No. 642069. Los autores agradecen al CONACyT por el apoyo a este trabajo a través del proyecto No. 621 del programa de Cátedras.

## REFERENCIAS

- [1] World Bank, "Disability", 2015. En línea: [http://www.worldbank.org/en/topic/disability/overview#1\[2\]](http://www.worldbank.org/en/topic/disability/overview#1[2]) Instituto Nacional de Estadística y Geografía, "Discapacidad en México", México, 2010. En línea: <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>
- [2] Pons JL. Wearable robots: biomechatronic exoskeletons. John Wiley & Sons, 2008. DOI: [10.1002/9780470987667](https://doi.org/10.1002/9780470987667)
- [3] Rocon E, Pons JL. Exoskeletons in Rehabilitation Robotics: Tremor Suppression. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2011. DOI: [10.1007/978-3-642-17659-3](https://doi.org/10.1007/978-3-642-17659-3)
- [4] Xie S. Advanced Robotics for Medical Rehabilitation: Current State of the Art and Recent Advances. Springer International Publishing, 2016. DOI: [10.1007/978-3-319-19896-5](https://doi.org/10.1007/978-3-319-19896-5)
- [5] Morales R, Badesa FJ, García-Aracil N, Sabater JM, Pérez-Vidal C. "Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation", Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 49, no. 10, pp. 1145-1156, 2011. DOI: [10.1007/s11517-011-0814-3](https://doi.org/10.1007/s11517-011-0814-3)
- [6] Ganesan Y, Gobe S, Durairajah V. "Development of an upper limb exoskeleton for rehabilitation with feedback from EMG and IMU sensor", Procedia Computer Science, vol. 76, pp. 53-59, 2015. DOI: [10.1016/j.procs.2015.12.275](https://doi.org/10.1016/j.procs.2015.12.275)
- [7] Mao Y, Agrawal SK. "Design of a Cable-Driven Arm Exoskeleton (CAREX) for Neural Rehabilitation", IEEE Transactions on Robotics, vol. 28, no. 4, pp. 922-931, 2012 DOI: [10.1109/TRO.2012.2189496](https://doi.org/10.1109/TRO.2012.2189496)
- [8] Mao Y, Jin X, Dutta GG, Scholz JP, Agrawal SK. "Human movement training with a cable driven arm exoskeleton (CAREX)", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 23, no. 1, pp. 84-92, 2015. DOI: [10.1109/TNSRE.2014.2329018](https://doi.org/10.1109/TNSRE.2014.2329018)
- [9] Ayala-Lozano JF, Urriolagoitia-Sosa G, Romero-Angeles B, Miguel TS, René C, Aguilar-Pérez LA, et al. "Mechanical design of an exoskeleton for upper limb rehabilitation", Revista Colombiana de Biotecnología, vol. 17, no. 1, pp. 79-90, 2015. DOI: <http://dx.doi.org/10.15446/rev.colomb.biote.v17n1.44188>
- [10] Ma G, Lin M, Wang Q. "Mechanical design of a whole-arm exoskeleton rehabilitation robot based on PNF", in Proc. of 13th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI), Xian, China, pp. 777-780, 2016. DOI: [10.1109/URAI.2016.7733980](https://doi.org/10.1109/URAI.2016.7733980)
- [11] Díez JA, Catalán JM, Lledó LD, Badesa FJ, Garcia-Aracil N. "Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment", Advances in Mechanical Engineering, vol. 8, no. 9, pp. 1-8, 2016. DOI: [10.1177/1687814016670282](https://doi.org/10.1177/1687814016670282)
- [12] Keller U, van Hedel HJA, Klamroth-Marganska V, Riener R. "ChARMin: The first actuated exoskeleton robot for pediatric arm rehabilitation", IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 21, no. 6, pp. 2201-2213, 2016. DOI: [10.1109/TMECH.2016.2559799](https://doi.org/10.1109/TMECH.2016.2559799)
- [13] Lo HS, Xie SQ. "Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: state of the art and future prospects", Medical Engineering & Physics, vol. 34, no. 3, pp. 261-268, 2012. DOI: [10.1016/j.medengphy.2011.10.004](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.10.004)
- [14] Maciejasz P, Eschweiler J, Gerlach-Hahn K, Jansen-Troy A, Leonhardt S. "A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation", Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 11, no. 3, pp. 1-29, 2014. DOI: [10.1186/1743-0003-11-3](https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-3)
- [15] Gopura RARC, Bandara DSV, Kiguchi K, Mann GKI. "Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review", Robotics and Autonomous Systems, vol. 75, pp. 203-220, 2016, DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.robot.2015.10.001>
- [16] Sheng B, Zhang Y, Meng W, Deng C, Xie S. "Bilateral robots for upper-limb stroke rehabilitation: State of the art and future prospects", Medical Engineering & Physics, vol. 38, no. 7, pp. 587-606, 2012. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.medengphy.2016.04.004>
- [17] Van Der Loos HM, Reinkensmeyer DJ. "Rehabilitation and health care robotics", en Springer Handbook of Robotics, B. Siciliano and O. Khatib (Eds.): Springer, 2008, ch. 54, pp. 1223-1251. DOI: [10.1007/978-3-540-30301-5\\_54](https://doi.org/10.1007/978-3-540-30301-5_54)
- [18] Carvajal-Rojas JH, "Metodología de diseño mecatrónico de robots", Épsilon, no. 4, pp. 91-101, 2005.
- [19] Chaurand RA, León LRP, Muñoz ELG. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, División de Tecnología y Procesos, Departamento de Producción y Desarrollo, Centro de Investigaciones en Ergonomía, 2001.
- [20] Hertzberg HT. "The conference on standardization of anthropometric techniques and terminology", American Journal of Physical Anthropology, vol. 28, no. 1, pp. 1-16, 1968.
- [21] Kapandji AI. Fisiología articular. Tomo 1: Miembro superior, 6a edición, Maloine, 2006.
- [22] McConville JB. Introduction to Mechanical Systems Simulation Using ADAMS. SDC Publications, 2015.
- [23] Le Veau B, Williams M, Lissner HR. Biomecánica del movimiento humano de Williams y Lissner. Trillas, 1991.
- [24] Budynas RG, Nisbett JK. Diseño en Ingeniería Mecánica de Shigley. 9a edición, McGraw Hill, 2012.

## Referencias

- [1] The new arneo power. 2009. <http://www.hocomo.com/en/products/arneo/arneopower/>.
- [2] 3DCADPORTAL. Solidworks. 2016. Disponible en línea: <http://www.3dcadportal.com/solid-works.html>. Visitado el 04 de Junio de 2016.
- [3] ARCOS, J. y TOVAR, A. Control óptimo lqr de un exoesqueleto de marcha. *Intekhnia*, vol. 7(2), páginas 119–132, 2013.
- [4] AVIZZANO, C. A., BARGAGLI, F., FRISOLI, A. y BERGAMASCO, M. The hand force feedback: analysis and control of a haptic device for the human-hand. En *Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, 2000*, vol. 2, páginas 989–994. IEEE, 2000.
- [5] AYALA-LOZANO, J. F., URRIOLAGOITIA-SOSA, G., ROMERO-ANGELES, B., MIGUEL, T.-S., RENÉ, C., AGUILAR-PÉREZ, L. A. y URRIOLAGOITIA-CALDERÓN, G. M. Mechanical design of an exoskeleton for upper limb rehabilitation. *Revista Colombiana de Biotecnología*, vol. 17(1), páginas 79–90, 2015.
- [6] BAE, J.-H. y MOON, I. Design and control of an exoskeleton device for active wrist rehabilitation. En *Proceedings of 12th International Conference on Control, Automation and Systems (ICCAS), 2012.*, páginas 1577–1580. IEEE, 2012.
- [7] BALL, S. J., BROWN, I. E. y SCOTT, S. H. Medarm: a rehabilitation robot with 5dof at the shoulder complex. En *Proceedings of IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, 2007*, páginas 1–6. IEEE, 2007.
- [8] BANK, W. Disability. 2015. En línea: <http://www.worldbank.org/en/topic/disability/overview#1>.
- [9] BARRIENTOS, A., PEÑIN, L. F., BALAGUER, C. y ARACIL, R. *Fundamentos de robótica*. McGraw-Hill, Interamericana de España, 1997.
- [10] BLANCO ORTEGA, A., BAUTISTA, R. F. V., VELA-VÁLDES, G., MARMOL, E. Q. y LÓPEZ, G. L. Control de un prototipo virtual de una máquina de rehabilitación de tobillo control of a virtual prototype of an ankle rehabilitation machine. *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia*, vol. 67(183), página 183, 2013.
- [11] BLANCO ORTEGA, A., VALDÉS, L. G. V., LÓPEZ, G. L. y SALAZAR, A. M. A generalized proportional integral controller for the robust perturbation rejection in an ankle rehabilitation machine. En *Proceedings of the 2013 International Conference on Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering*, páginas 140–145. IEEE Computer Society, 2013.

- [12] BOUZIT, M., BURDEA, G., POPESCU, G. y BOIAN, R. The rutgers master ii-new design force-feedback glove. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 7(2), páginas 256–263, 2002.
- [13] BUDYNAS, R. G. y NISBETT, J. K. *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. McGraw Hill Mexico, 2012.
- [14] CHAURAND, R. Á., LEÓN, L. R. P. y MUÑOZ, E. L. G. *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, División de Tecnología y Procesos, Departamento de Producción y Desarrollo, Centro de Investigaciones en Ergonomía, 2001.
- [15] CHEN, W., XIONG, C., SUN, R. y HUANG, X. On the design of exoskeleton rehabilitation robot with ergonomic shoulder actuation mechanism. En *Intelligent Robotics and Applications* (editado por M. Xie, Y. Xiong, C. Xiong, H. Liu y Z. Hu), páginas 1097–1110. Springer, 2009.
- [16] CHEN, W., XIONG, C., SUN, R. y HUANG, X. A 10-degree of freedom exoskeleton rehabilitation robot with ergonomic shoulder actuation mechanism. *International Journal of Humanoid Robotics*, vol. 8(01), páginas 47–71, 2011.
- [17] CHIRI, A., VITIELLO, N., GIOVACCHINI, F., ROCCELLA, S., VECCHI, F. y CARROZZA, M. C. Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 17(5), páginas 884–894, 2012.
- [18] DÍEZ, J. A., CATALÁN, J. M., LLEDÓ, L. D., BADESA, F. J. y GARCIA-ARACIL, N. Multimodal robotic system for upper-limb rehabilitation in physical environment. *Advances in Mechanical Engineering*, vol. 8(9), páginas 1–8, 2016.
- [19] DOMÍNGUEZ, S. F. Aupa, un robot para rehabilitación español. 2010. <https://rehabilitacionymedicinafisica.wordpress.com/2010/07/29/aupa-un-robot-para-rehabilitacion-espanol/>.
- [20] DOMÍNGUEZ, S. F. Forcetek xio virtual gaming system: exoesqueleto robotizado (para rehabilitación). 2010. <http://www.rehabilitacionblog.com/2010/11/forcetek-xio-virtual-gaming-system.html>.
- [21] DOMÍNGUEZ, S. F. Rehabilitación y medicina física. 2010. <https://rehabilitacionymedicinafisica.wordpress.com/2010/10/27/otra-de-exoesqueletos-panasonic-activelink-power-loader-light/>.
- [22] DRAKE, V. W., R. L. y MITCHELL, A. W. M. *Anatomía para estudiantes Gray*. 2005.
- [23] DE LA FEDERACIÓN, D. O. Norma oficial mexicana nom-241-ssa1-2012, buenas prácticas de fabricación para establecimientos dedicados a la fabricación de dispositivos médicos. 2012. [http://www.dof.gob.mx/nota\\_detalle.php?codigo=5272051&fecha=11/10/2012](http://www.dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5272051&fecha=11/10/2012).

- [24] FLIESS, M., LÉVINE, J., MARTIN, P. y ROUCHON, P. A lie-backlund approach to equivalence and flatness of nonlinear systems. *IEEE Transactions on Automatic Control*, vol. 44(5), páginas 922–937, 1999.
- [25] FONTANA, M., DETTORI, A., SALSEDO, F. y BERGAMASCO, M. Mechanical design of a novel hand exoskeleton for accurate force displaying. En *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2009. ICRA '09.*, páginas 1704–1709. IEEE, 2009.
- [26] GALIANA, I., HAMMOND III, F. L., HOWE, R. D. y POPOVIC, M. B. Wearable soft robotic device for post-stroke shoulder rehabilitation: Identifying misalignments. En *Proceedings of 2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, páginas 317–322. IEEE, 2012.
- [27] GANESAN, Y., GOBEE, S. y DURAIRAJAH, V. Development of an upper limb exoskeleton for rehabilitation with feedback from emg and imu sensor. *Procedia Computer Science*, vol. 76, páginas 53–59, 2015.
- [28] GMBH, J. S. Jace s600. 2011. <http://www.jace-systems.de//produkte/schulter/jace-s600.html>.
- [29] GMBH, J. S. Jace s603. 2011. <http://www.jace-systems.de/produkte/schulter/jace-s603.html>.
- [30] GOLDSTEIN, H., POOLE, C. y SAFKO, J. *Classical mechanics*. Pearson Education India, 3rd edición, 2000.
- [31] GONZÁLEZ, S. G. *SolidWorks Simulation®*. Alfaomega, 2010.
- [32] GOPURA, R., BANDARA, D., KIGUCHI, K. y MANN, G. K. Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review. *Robotics and Autonomous Systems*, 2016.
- [33] GROOVER, M. P. *Fundamentos de manufactura moderna: materiales, procesos y sistemas..* Pearson Educación, 1997.
- [34] GROSSO, J. y TIBADUIZA, D. Diseño conceptual de un exoesqueleto para asistir la rehabilitación de miembro inferior. En *Memorias de Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica-UNAB*, vol. 1. 2011.
- [35] GUTIÉRREZ, R., NIÑO-SUAREZ, P., AVILES-SANCHEZ, O., VANEGAS, F. y DUQUE, J. Exoesqueleto mecatrónico para rehabilitación motora. En *Memorias de 8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*, vol. 4, páginas 3–14. 2007.
- [36] HAMONET, C. y HEULEU, J. *Manual de rehabilitación*. Paris, 1990.
- [37] HILLMAN, M. 2 rehabilitation robotics from past to present—a historical perspective. En *Advances in Rehabilitation Robotics* (editado por Z. Z. Bien y D. Stefanov), páginas 25–44. Springer, 2004.

- [38] HOCOMA. Armeo boom - overhead sling suspension system. 2009. <http://www.hocoma.com/world/en/products/armeo/armeoboom/>.
- [39] HOCOMA. Armeo spring - functional arm and hand therapy. 2009. <http://www.hocoma.com/en/products/armeo/armeospring/>.
- [40] HOCOMA. Armeo spring pediatric - functional arm and hand therapy for children. 2009. <http://www.hocoma.com/en/products/armeo/armeospring-pediatric/>.
- [41] HU, X., TONG, K., LI, R., XUE, J., HO, S. y CHEN, P. The effects of electromechanical wrist robot assistive system with neuromuscular electrical stimulation for stroke rehabilitation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, vol. 22(3), páginas 431–439, 2012.
- [42] HUETE, A. J. *Metodología de diseño de robots de asistenciales. Aplicación al robot portátil ASIBOT*. Tesis Doctoral, Universidad Carlos III de Madrid, 2006.
- [43] INC, M. Myomo my own motion. 2012. <http://www.myomo.com/myopro-upper-limb-orthosis-technology-myomo-custom-myoelectric-arm-brace.asp>.
- [44] INEGI. Discapacidad en México. 2010. <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>.
- [45] INEGI. Las personas con discapacidad en México, una visión al 2010. 2013. [http://www.inegi.org.mx/prod\\_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/censos/poblacion/2010/discapacidad/702825051785.pdf](http://www.inegi.org.mx/prod_serv/contenidos/espanol/bvinegi/productos/censos/poblacion/2010/discapacidad/702825051785.pdf).
- [46] ITO, S., KAWASAKI, H., ISHIGURE, Y., NATSUME, M., MOURI, T. y NISHIMOTO, Y. A design of fine motion assist equipment for disabled hand in robotic rehabilitation system. *Journal of the Franklin Institute*, vol. 248(1), páginas 79–89, 2011.
- [47] JACK, D., BOIAN, R., MERIANS, A. S., TREMAINE, M., BURDEA, G. C., ADAMOVICH, S. V., RECCE, M. y POIZNER, H. Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9(3), páginas 308–318, 2001.
- [48] KAPANDJI, A. I. *Fisiología articular 1: Miembro superior. 6ª edic.* Maloine, 2006.
- [49] KELLER, U., VAN HEDEL, H. J., KLAMROTH-MARGANSKA, V. y RIENER, R. Charmin: The first actuated exoskeleton robot for pediatric arm rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 21(5), páginas 2201–2213, 2016.
- [50] KHOKHAR, Z. O., XIAO, Z. G., SHERIDAN, C. y MENON, C. A novel wrist rehabilitation/assistive device. En *Proceedings of IEEE 13th International Multitopic Conference, 2009. INMIC 2009.*, páginas 1–6. IEEE, 2009.
- [51] KNUDSON, D. *Fundamentals of biomechanics*. Springer Science & Business Media, 2nd edición, 2007.

- [52] KOYAMA, T., TAKEMURA, K. y MAENO, T. Development of an ultrasonic clutch for multi-fingered exoskeleton haptic device using passive force feedback for dexterous teleoperation. En *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2003.(IROS 2003).*, vol. 3, páginas 2229–2234. IEEE, 2003.
- [53] LE VEAU, B., WILLIAMS, M. y LISSNER, H. R. *Biomecánica del movimiento humano de Williams y Lissner*. Trillas, 1991.
- [54] LÉVINE, J. *Analysis and control of nonlinear systems: A flatness-based approach*. Springer Science & Business Media, 2009.
- [55] LIPPERT, L. S. *Clinical kinesiology and anatomy*. F.A. Davis, 4th edición, 2006.
- [56] LO, H. S. y XIE, S. Q. Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical engineering & physics*, vol. 34(3), páginas 261–268, 2012.
- [57] VAN DER LOOS, H. M. y REINKENSMEYER, D. J. Rehabilitation and health care robotics. En *Springer Handbook of Robotics* (editado por B. Siciliano y O. Khatib), páginas 1223–1251. Springer, 2008.
- [58] LÓPEZ, R., AGUILAR, H., SALAZAR, S., LOZANO, R. y TORRES, J. A. Modelado y control de un exoesqueleto para la rehabilitación de extremidad inferior con dos grados de libertad. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, vol. 11(3), páginas 304–314, 2014.
- [59] LÓPEZ, R., TORRES, J., SALAZAR, S. y LÓZANO, R. Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación de tobillo y rodilla. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 35(1), páginas 13–28, 2014.
- [60] LUCAS, L., DICICCO, M. y MATSUOKA, Y. An emg-controlled hand exoskeleton for natural pinching. *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol. 16, páginas 482–488, 2004.
- [61] LUNA, P., CARDIEL, E., MUÑOZ, R., URRUTIA, R., VILLANUEVA, D. y HERNÁNDEZ, P. Mimetic orthosis for lower limbs to be applied on rehabilitation for hemiplegic persons. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 29(1), 2008.
- [62] MA, G., LIN, M. y WANG, Q. Mechanical design of a whole-arm exoskeleton rehabilitation robot based on pnf. En *Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI), 2016 13th International Conference on*, páginas 777–780. IEEE, 2016.
- [63] MACIEJASZ, P., ESCHWEILER, J., GERLACH-HAHN, K., JANSEN-TROY, A. y LEONHARDT, S. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11(1), página 3, 2014.
- [64] MAO, Y. y AGRAWAL, S. K. Design of a cable-driven arm exoskeleton (carex) for neural rehabilitation. *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 28(4), páginas 922–931, 2012.

- [65] MAO, Y., JIN, X., DUTTA, G. G., SCHOLZ, J. P. y AGRAWAL, S. K. Human movement training with a cable driven arm exoskeleton (carex). *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 23(1), páginas 84–92, 2015.
- [66] MASIA, L., KREBS, H. I., CAPPA, P. y HOGAN, N. Design and characterization of hand module for whole-arm rehabilitation following stroke. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 12(4), páginas 399–407, 2007.
- [67] MATHWORKS. The language of technical computing. 2016. Disponible en: <http://www.mathworks.com/products/matlab/>. Visitado el 04 de Junio de 2016.
- [68] MAUREL, W. *3D modeling of the human upper limb including the biomechanics of joints, muscles and soft tissues*. Tesis Doctoral, ÉCOLE POLYTECHNIQUE FÉDÉRALE DE LAUSANNE, 1999. En línea: [https://infoscience.epfl.ch/record/32383/files/EPFL\\_TH1906.pdf](https://infoscience.epfl.ch/record/32383/files/EPFL_TH1906.pdf).
- [69] MAUREL, W. y THALMANN, D. A case study on human upper limb modelling for dynamic simulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 2(1), páginas 65–82, 1999.
- [70] MCCONVILLE, J. B. *Introduction to Mechanical Systems Simulation Using ADAMS*. USA: SDC Publications., 2015.
- [71] MOLINA, J. E. y GONZÁLEZ, J. P. Desarrollo de un sistema de control de un exoesqueleto para asistencia del movimiento del codo. *Scientia et Technica*, vol. 2(39), 2008.
- [72] MORALES, R., BADESA, F. J., GARCÍA-ARACIL, N., SABATER, J. M. y PÉREZ-VIDAL, C. Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 49(10), páginas 1145–1156, 2011.
- [73] MOTT, R. L. *Diseño de elementos de máquinas*. Pearson educación, 2006.
- [74] NEF, T., GUIDALI, M. y RIENER, R. Armin iii–arm therapy exoskeleton with an ergonomic shoulder actuation. *Applied Bionics and Biomechanics*, vol. 6(2), páginas 127–142, 2009.
- [75] NEOTEEO. Power loader: El primer exoesqueleto comercial de panasonic. 2014. <http://www.neoteo.com/power-loader-el-primer-exoesqueleto-comercial-de-panasonic/>.
- [76] OLAYA, A. F. R. *Sistema robótico multimodal para análisis y estudios en biomecánica, movimiento humano y control neuromotor*. Tesis Doctoral, Universidad Carlos III de Madrid, 2009. En línea: <http://e-archivo.uc3m.es/handle/10016/5636>.
- [77] OLAYA, A. F. R. *Sistema robótico multimodal para análisis y estudios en biomecánica, movimiento humano y control neuromotor*. Tesis Doctoral, Universidad Carlos III de Madrid, 2009. En línea: <http://e-archivo.uc3m.es/handle/10016/5636>.

- [78] ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS). Fisioterapia. 2013. <http://www.who.int/es/>.
- [79] ORGANIZACIÓN MUNDIAL DE LA SALUD (OMS). Colegio oficial de fisioterapeutas de galicia. 2014. <http://www.cofiga.org/fisioterapia/definicion>.
- [80] PEHLIVAN, A. U., LEE, S. y MALLEY, M. K. Mechanical design of ricewrist-s: A forearm-wrist exoskeleton for stroke and spinal cord injury rehabilitation. En *Proceedings of 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2012*, páginas 1573–1578. IEEE, 2012.
- [81] PHAM, D. T. y GAULT, R. S. A comparison of rapid prototyping technologies. *International Journal of machine tools and manufacture*, vol. 38(10), páginas 1257–1287, 1998. Elsevier.
- [82] PONS, J. L. *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. John Wiley & Sons, 2008.
- [83] REN, Y., PARK, H.-S. y ZHANG SR, L.-Q. Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper limb stroke rehabilitation. En *Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009.*, páginas 761–765. IEEE, 2009.
- [84] RIVERA, H. R. A., BLANCO ORTEGA, A. y VASQUEZ BAUTISTA, R. Cpm ankle rehabilitation machine with emg signal analysis. En *Proceedings of International Conference on Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering (ICMEAE), 2013*, páginas 164–170. IEEE, 2013.
- [85] ROCON, E. y PONS, J. L. *Exoskeletons in Rehabilitation Robotics: Tremor Suppression*, vol. 69. Springer Science & Business Media, 2011.
- [86] ROJAS, J. H. C. Metodología de diseño mecatrónico de robots. *Épsilon*, (4), páginas 91–101, 2005.
- [87] ROSATI, G., GALLINA, P., MASIERO, S. y ROSSI, A. Design of a new 5 dof wire-based robot for rehabilitation. En *Proceedings of 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005.*, páginas 430–433. IEEE, 2005.
- [88] SARAKOGLU, I., TSAGARAKIS, N. G. y CALDWELL, D. G. Occupational and physical therapy using a hand exoskeleton based exerciser. En *Proceedings of 2004 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004).*, vol. 3, páginas 2973–2978. IEEE, 2004.
- [89] DEL SEGURO SOCIAL., I. M. Diagnóstico y tratamiento del síndrome de hombro doloroso en primer nivel de atención. 2016. <http://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/085GRR.pdf>.
- [90] DE MEDIO AMBIENTE Y RECURSOS NATURALES (SEMARNAT), S. Normas oficiales mexicanas. 2015. <http://www.semarnat.gob.mx/leyes-y-normas/normas-oficiales-mexicanas>.

- [91] SHENG, B., ZHANG, Y., MENG, W., DENG, C. y XIE, S. Bilateral robots for upper-limb stroke rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical engineering & physics*, vol. 38(7), páginas 587–606, 2016.
- [92] SIRA-RAMIREZ, H. y AGRAWAL, S. K. *Differentially flat systems*. CRC Press, 2004.
- [93] STANDARD, I. Iso 13485. 2003. <http://sic.com.ua/wp-content/uploads/2009/11/iso-13485-2003.pdf>.
- [94] FOR STANDARDIZATION, I. I. O. Iso 13482:2014. 2014. <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:13482:ed-1:v1:enl>.
- [95] FOR STANDARDIZATION, I. I. O. Iso 13485:2016. 2016. <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:13485:ed-3:v1:en>.
- [96] STERGIOPOULOS, P., FUCHS, P. y LAURGEAU, C. Design of a 2-finger hand exoskeleton for vr grasping simulation. *Eurohaptics, Dublin, Ireland*, páginas 80–93, 2003.
- [97] TAKAHASHI, C. D., DER-YEGHIAIAN, L., LE, V., MOTIWALA, R. R. y CRAMER, S. C. Robot-based hand motor therapy after stroke. *Brain*, vol. 131(2), páginas 425–437, 2008.
- [98] TIBADUIZA, D., CHIO, N., GROSSO, J. y ANAYA, M. Diseño de un exoesqueleto mecatrónico de brazo basado en screws y robots paralelos. En *Memorias de Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica-UNAB*, vol. 1. 2011.
- [99] TORRES RUIZ, A., RINCON GARNICA, L. M. y AMAR PIRA, F. T. Exoesqueleto para la flexión del brazo por medio de fes en pacientes con niveles de lesión medular c5-c7. En *Memorias de Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica-UNAB*, vol. 2. 2011.
- [100] TORRES-SAN-MIGUEL, C. R., VELÁZQUEZ-SÁNCHEZ, A. T., LUGO-GONZÁLEZ, E. y TAPIA-HERRERA, R. Diseño personalizado de una interfaz mioeléctrica para una prótesis de miembro superior. *Revista Colombiana de Biotecnología*, vol. 13(2), páginas 70–83, 2011.
- [101] TZAFESTAS, C. S. Whole-hand kinesthetic feedback and haptic perception in dextrous virtual manipulation. *Systems, Man and Cybernetics, Part A: Systems and Humans, IEEE Transactions on*, vol. 33(1), páginas 100–113, 2003.
- [102] UEKI, S., KAWASAKI, H., ITO, S., NISHIMOTO, Y., ABE, M., AOKI, T., ISHIGURE, Y., OJIKI, T. y MOURI, T. Development of a hand-assist robot with multi-degrees-of-freedom for rehabilitation therapy. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 17(1), páginas 136–146, 2012.
- [103] ULRICH, K. T. y EPPINGER, S. D. *Diseño y desarrollo de productos*. McGRAW-HILL, 2009.
- [104] VALDIVIA, C. H. G., BLANCO ORTEGA, A., SALAZAR, M. A. O. y RIVERA, H. R. A. Modelado y simulación de un robot terapéutico para la rehabilitación de miembros inferiores. *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 7(14), páginas 42–50, 2013.

- 
- [105] VESLIN, E., GHISLAIN SLAMA, J., SUELL DUTRA, M. y LENGERKE, O. Análisis cinemático de un exoesqueleto de partes superiores de 7 gdl. En *Memorias de Congreso Internacional de Ingeniería Mecatrónica-UNAB*, vol. 1. 2011.
- [106] WEGE, A., KONDAK, K. y HOMMEL, G. Mechanical design and motion control of a hand exoskeleton for rehabilitation. En *Proceedings of IEEE International Conference on Mechatronics and Automation, 2005*, vol. 1, páginas 155–159. IEEE, 2005.
- [107] WILLIAMS, D. J., KREBS, H. I. y HOGAN, N. A robot for wrist rehabilitation. En *Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2001.*, vol. 2, páginas 1336–1339. IEEE, 2001.
- [108] WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. John Wiley & Sons, cuarta edición, 2009.
- [109] XIE, S. *Advanced Robotics for Medical Rehabilitation: Current State of the Art and Recent Advances*, vol. 108. Springer, 2015.