



**EDUCACIÓN**

SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO  
NACIONAL DE MÉXICO

# Tecnológico Nacional de México

Centro Nacional de Investigación  
y Desarrollo Tecnológico

## Tesis de Doctorado

Diseño mecánico de un exoesqueleto de miembro superior de 3 grados de libertad con seguimiento de trayectorias para minimizar el consumo de energía.

presentada por

**M.C. Luis Vázquez Sánchez**

como requisito para la obtención del grado de  
**Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica**

Director de tesis

**Dr. Andrés Blanco Ortega**

Codirector de tesis

**Dr. Manuel Adam Medina**

Cuernavaca, Morelos, México. 04 de noviembre de 2022.






Cuernavaca, Mor., 31/enero/2022  
No. Oficio: DIM/37/2022  
Asunto Aceptación de documento de tesis

**DR. CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA**  
**SUBDIRECTOR ACADÉMICO**  
**PRESENTE**

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del **M.C. LUIS VÁZQUEZ SÁNCHEZ** con número de control **DIOCE013**, del doctorado en Ciencias en Ingeniería Mecánica le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis de grado titulado **"DISEÑO MECÁNICO DE UN EXOSQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR DE 5 GDL CON SEGUIMIENTO DE TRAYECTORIAS PARA MINIMIZAR EL CONSUMO DE ENERGÍA"** y hemos encontrado que se han atendido todas las observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.

**ATENTAMENTE**


  
\_\_\_\_\_  
**DR. ANDRÉS BLANCO ORTEGA**  
DIRECTOR DE TESIS

  
\_\_\_\_\_  
**DR. ARTURO ABUNDEZ PLIEGO**  
MIEMBRO DEL COMITÉ TUTORIAL

  
\_\_\_\_\_  
**DRA. CLAUDIA CORTÉS GARCÍA**  
MIEMBRO DEL COMITÉ TUTORIAL

  
\_\_\_\_\_  
**DR. MANUEL ADAM MEDINA**  
CODIRECTOR DE TESIS

  
\_\_\_\_\_  
**DR. JORGE COLÍN OCAMPO**  
MIEMBRO DEL COMITÉ TUTORIAL

  
\_\_\_\_\_  
**DR. MANUEL ARIAS MONTIEL**  
MIEMBRO DEL COMITÉ TUTORIAL

c.c.p: Lic. Silvia Del Carmen Ortiz Fuentes Jefa del Departamento de Servicios Escolares  
c.c.p: Dr. Carlos Manuel Astorga Zaragoza  
c.c.p: Expediente  
MACJ/RMA







Cuernavaca, Mor., **13/septiembre/2022**  
No. De Oficio: **SAC/141-2/2022**  
Asunto: **Autorización de impresión de tesis**

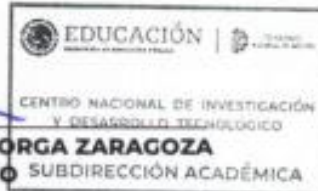
**LUIS VÁZQUEZ SÁNCHEZ**  
**CANDIDATO(A) AL GRADO DE DOCTOR(A) EN CIENCIAS**  
**EN INGENIERÍA MECÁNICA**  
**PRESENTE**

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado "DISEÑO MECÁNICO DE UN EXOSQUELETO DE MIEMBRO SUPERIOR DE 5 GDL CON SEGUIMIENTO DE TRAYECTORIAS PARA MINIMIZAR EL CONSUMO DE ENERGÍA", ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

**ATENTAMENTE**

Excelencia en Educación Tecnológica®  
"Educación Tecnológica al Servicio de México"



**DR. CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA**  
**SUBDIRECTOR ACADÉMICO** SUBDIRECCIÓN ACADÉMICA

C. c. p. Departamento de Ingeniería Mecánica  
Departamento de Servicios Escolares

EMAZ/CHG  
↙





¿Cuándo empezó la cuenta de los años, los días, las horas?  
Chronos Dios irascible, inició el movimiento del universo y la rotación de los cielos.  
En una época de la que no hay memoria..  
Hoy somos nosotros quienes determinamos la velocidad y dirección,  
con las que gira la rueda del tiempo.  
En dos décadas la humanidad se habrá transformado tanto,  
que tal vez, no nos reconoceremos.  
¿Qué nos depara en los próximos años en tecnología, exploración espacial, sociedad y  
familia, educación, salud? ¿Qué será de nuestro cuerpo y nuestra mente?

La paradoja del Cronos





# *Dedicatoria*

## *A Nita, Alex y Andrés*

De aquel rincón bañado por los fulgores  
el sol que nuestro cielo triunfante llena;  
de la florida tierra donde entre flores  
se deslizó mi infancia dulce y serena;  
envuelto en los recuerdos de mi pasado,  
borroso cual lo lejos del horizonte,  
guardo el extraño ejemplo, nunca olvidado,  
del sembrador más raro que hubo en el monte.

Aún no se si era sabio, loco o prudente  
aquel hombre que humilde traje vestía;  
sólo sé que al mirarle toda la gente  
con profundo respeto se descubría.  
Y es que acaso su gesto severo y noble  
a todos asombraba por lo arrogante:  
¡hasta los leñadores mirando al roble  
sienten las majestades de lo gigante!

Fragmento poema "El Sembrador"  
de Rafael Blanco Belmonte



# Agradecimientos

A mis directores de tesis: Dr. Andrés Blanco Ortega y Dr. Manuel Adam Medina, por su gran apoyo durante el desarrollo de este trabajo de tesis.

A mis revisores Dr. Arturo Abúndez Pliego, Dr. Jorge Colín Ocampo, Dra. Claudia Cortés García y Dr. Manuel Arias Montiel. Por su ayuda, consejos y disponibilidad para enriquecer mi trabajo con sus valiosos comentarios. Y especial agradecimiento al Jefe de departamento de Ingeniería Mecánica en turno Dr. Arturo Abúndez Pliego por el apoyo brindado en elementos técnicos.

A todos los investigadores del Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, a quienes debo mi formación, en particular al Dr. Carlos Daniel García Beltrán por el apoyo brindado.

A muchos compañeros que tuvimos la fortuna de trabajar y vivir la experiencia del doctorado: Celeste Ruiz, Alfredo Gil, Eligio Flores, Héctor Azcaray, Manuel Salgado, Julio Vergara, Javier Benigno, Rodolfo Vargas, Gloria, Benjamin Saher, Antonio Sanda, Andrea, Jessi Adams, Alma, Luis Carreño y Carlos Correa entre otros.

Al Tecnológico Nacional de México que por medio del Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, por brindarme la oportunidad y posibilidad de desarrollar esta tesis de doctorado.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo económico brindado para realizar este trabajo de doctorado.

Y a todas las personas y administrativos de CENIDET que influyeron en mi crecimiento, por eso amigos gracias.

# RESUMEN

En esta tesis se presenta el diseño de un exoesqueleto robótico de extremidades superiores, de 3 grados de libertad pasivo, que utiliza los parámetros de movimientos básicos de la articulación gleno-humeral, escapulo-torácica, acromioclavicular, esternocostoclavicular, húmero-cubital, radio-cubital proximal y húmero-radial. El diseño está enfocado a un grupo de personas de fenotipo mexicano. El objetivo es lograr una prótesis *ad hoc* a un usuario para disminuir los problemas de: daños provocados por accidente cerebrovascular, intentar recuperar los movimientos de extremidad superior por medio de terapia repetitiva. Debe contar con una fase de apoyo, facilitar la portabilidad del sistema y reducir peso y elementos electrónicos para disminuir el costo económico.

Para el diseño fue necesario analizar los parámetros antropométricos con el propósito de obtener parámetros de movimiento. El análisis se analizó con un software especializado para realizar análisis cinemáticos, utilizando videos en 2D.

Muchos parámetros requeridos para realizar el diseño del exoesqueleto robótico para rehabilitación fueron obtenidos de diversos artículos relacionados y libros de medicina. Estos datos sirvieron para emular los movimientos del brazo y hombro.

El exoesqueleto logró una abducción del brazo a  $90^\circ$  y aducción en el estado estable. La extensión del brazo llegó hasta un máximo de  $130^\circ$  aproximadamente y una flexión de  $40^\circ$ . La flexión- extensión del hombro se logró exitosamente. En cuanto al ahorro energético, no se realizaron pruebas suficientes para emitir un buen resultado.

Los materiales utilizados fueron aluminio y Nylamid, se maquinaron piezas en acero. El peso aproximado del exoesqueleto es de 8.5 kg.

# ABSTRACT

In this thesis the design of a robotic exoskeleton of upper extremities, with 3 degrees of passive freedom, using the parameters of the basic movements of the glenohumeral, scapulothoracic, acromioclavicular, sternocostoclavicular, humeroulnar joint, radius-ulnar, proximal and humerus-radial is presented. The design focused on a group of people of Mexican phenotype. The aim is to achieve an ad hoc prosthesis to an user to reduce problems: damage caused by stroke, try to recover the movements of upper extremity through repetitive therapy, has a support phase, the portability of the system and reduce weight and electronics to reduce the economic cost.

For the design, it was necessary to analyze the anthropometric parameters in order to obtain movement parameters. The design analyzed with specialized software to perform kinematic analysis, using 2D videos.

Many parameters required to perform the design of the robotic exoskeleton for rehabilitation obtained from various related articles and medical books. These data served to emulate arm and shoulder movements.

The exoskeleton achieved arm abduction at  $90^\circ$  and adduction at steady state. The extension of the arm reached a maximum of  $130^\circ$  approximately and flexion of  $40^\circ$ . The flexion-extension of the shoulder successfully achieved. Regarding energy saving, no physical tests performed.

The materials used were aluminum and Nylamid, steel parts machined. The approximate weight of the exoskeleton is 8.5 kg.



# Contenido

Capítulo 1: Marco metodológico. ....	1
1. 1 Introducción. ....	3
1.2 Estado del arte. ....	5
1.2.1 Antecedentes de la discapacidad. ....	5
1.2.2 Clasificación de dispositivos para rehabilitación. ....	9
1.2.3 Antecedentes de los exoesqueletos. ....	11
1.2.4 Revisión bibliográfica. ....	17
1.2.5 Planteamiento del problema con base en la revisión. ....	23
1.2.6 Propuesta. ....	24
1.2.7 Objetivo general. ....	24
1.2.8 Justificación. ....	24
1.2.9 Alcance. ....	24
1.3 Conclusiones. ....	25
Capítulo 2: Marco teórico. ....	27
2.1 Metodología del diseño. ....	29
2.2 Análisis de movimiento. ....	29
2.3 Conceptos fundamentales de anatomía y antropometría. ....	31
2.3.1 Anatomía. ....	31
2.3.2 El sistema esquelético. ....	32
2.3.3 Antropometría. ....	33
2.4 Biomecánica de la extremidad superior. ....	37
2.5 Análisis de movimientos de la extremidad superior. ....	41
2.6 Accidente cerebro vascular. ....	43
2.7 Control de exoesqueletos robóticos. ....	45
2.8 Control proporcional integral generalizado GPI Robusto. ....	47
2.8.1 Sistema de 2 <sup>do</sup> orden. ....	48
2.8.2 Sistema de 3er orden. ....	50

2.8.3 Generalización del controlador. ....	54
2.8.4 Controlador GPI ante perturbaciones constantes.....	54
2.8.5 Control GPI robusto.....	55
2.8.6 Sistema de orden $n$ perturbado.....	55
Capítulo 3: Análisis cinemático y dinámico.....	61
3.1 La importancia del análisis biomecánico en el diseño de un exoesqueleto robótico.....	63
3.2 Método para la obtención de la cinemática de las articulaciones de la extremidad superior. ....	64
3.3 Cinemática directa. ....	68
3.3.1 Metodología de Denavit-Hartenberg.....	68
3.4 Análisis cinemático para el exoesqueleto de 3 gdl del caso de estudio. ....	69
3.4.1 Análisis cinemático mediante Kinovea®. ....	75
3.5 Análisis dinámico del exoR de 3 gdl.....	76
3.5.1 Análisis dinámico de 3 gdl en plano XY.....	77
3.5.2 Análisis dinámico de 2 gdl en plano YZ. ....	82
Capítulo 4: Diseño de exoesqueleto de extremidades superiores. ....	85
4.1 Diseño conceptual.....	87
4.2 Especificaciones de diseño para un exoesqueleto de 3 gdl.....	88
4.3 Representación cinemático espacial. ....	89
4.4 Especificaciones mecánicas de ExoR IPPEARM-LV01. ....	90
4.5 Diseño virtual de plataforma experimental. ....	91
4.6 Plataforma experimental IPPEARM-LV01.....	94
Capítulo 5: Resultados. ....	99
5.1 Resultados del análisis cinemático. ....	101
5.1.1 Codo. ....	101
5.1.2 Hombro.....	104
5.2 Resultados del análisis dinámico.....	107
5.2.1 Control PID.....	107
5.2.2 Resultados con el controlador robusto GPI.....	113
5.3 Rehabilitación posterior al ACV. ....	115



5.4 Análisis de esfuerzo de soporte principal.....	115
6.1 Conclusiones.....	123
6.2 Trabajos futuros.....	125
6.3 Productos de la tesis.....	125
Referencias.....	126
Anexo I. Accidente Cerebro Vascular o Ictus.....	132
Anexo II Biomecánica de la extremidad superior.....	137
Anexo III. Ejemplo de D-H.....	141
Anexo IV. Sistema de medición por Kinovea®.....	142
Anexo V. Planos de diseño de exoesqueleto.....	146

## Contenido de figuras

Figura 1.1 Clasificación Internacional del Funcionamiento de la Discapacidad. ....	6
Figura 1.2. El porcentaje de la población con discapacidad en México. ....	7
Figura 1.3. Clasificación de exoesqueletos robóticos para rehabilitación. ....	10
Figura 1.4 Prótesis realizadas por Ambrosio Paré. ....	11
Figura 1.5 Esquemas de aparato para facilitar el caminar, correr y saltar. ....	12
Figura 1.6 Esquemas del Pedomotor hecho por L.C. Kelley. ....	12
Figura 1.7. Exoesqueleto fabricado en 1960, llamado Hardiman. ....	13
Figura 1.8. El prototipo actual LIFESUIT 14 ....	13
Figura 1.9. Movilizador Pasivo de Codo Artromot E2. ....	14
Figura 1.10. CPM de hombro Optiflex® S. ....	15
Figura 1.11. ExoHand de FESTO. ....	<b>¡Error! Marcador no definido.</b>
Figura 1.12. Armeo®Power con Manovo®Power.....	16
Figura 2.1. El ciclo PDCA para el diseño. ....	29
Figura 2.2. Planos anatómicos.....	30
Figura 2.3 Principales regiones del cuerpo y del miembro superior.....	32
Figura 2.4 Segmentos y huesos del miembro superior.....	33
Figura 2. 5. Ubicación del Centro de Masa de cada segmento. ....	36
Figura 2.6 Brazos robóticos para observar las diferentes mHMIs. ....	37
Figura 2.7. Biomecánica del hombro. ....	38
Figura 2.8. Biomecánica del antebrazo. ....	39
Figura 2.9. Biomecánica del antebrazo.....	40
Figura 2.10. Articulaciones, y huesos de la extremidad superior.....	42
Figura 2.11. Diversas áreas de la extremidad a la presión. ....	43
Figura 2.12. Accidente Cerebro Vascular. ....	44
Figura 2.13 Beneficios y riesgos del tratamiento con tPA para ACV.....	45
Figura 2.14. Clasificación por metodologías de control para exoesqueletos. ....	46
Figura 2.15. Clasificación de señales de entrada a un exoesqueleto robótico.....	46
Figura 2.16. Diagrama de un controlador GPI para un sistema de orden $n$ . ....	54
Figura 2.17 Diagrama de un controlador GPI con una acción integral extra. ....	55
Figura 2.18 Controlador GPI robusto para un sistema integrador. ....	58
Figura 3.1. Marcos de referencia para la observación en el plano sagital XY.....	65
Figura 3.2 Estimación de ángulo de inclinación, flexión-extensión de hombro.....	66

Figura 3.3 Estimación de ángulo de inclinación entre el tronco-brazo y brazo-antebrazo. ....	67
Figura 3.4 Estimación del ángulo de inclinación entre el tronco-brazo .....	67
Figura 3.5. Estructura del robot PUMA junto con sus articulaciones y ejes de rotación .....	69
Figura 3.6. Identificación de espacio articular y espacio operacional.....	71
Figura 3.7. Diagrama de bloques del sistema de medición. ....	76
Figura 3. 8 Imagen demostrativa del sistema .....	77
Figura 3. 9. Diagrama de cuerpo libre del brazo para realizar el análisis dinámico.....	77
Figura 4.1 Modelo funcional propuesto para un exoesqueleto.....	87
Figura 4.2. Lugar espacial de la mano, con el gdl flexión-extensión del codo. ....	90
Figura 4.3 Espacio de trabajo tridimensional de la mano, dado por los ángulos de cada gdl. ..	90
Figura 4.4. IPPEARM-LV01 diseño mecánico.....	91
Figura 4.5. Diseño del exoR para extremidad superior. ....	92
Figura 4.6. Base en espaldadel exoR para las interconexiones con los actuadores.....	92
Figura 4.7. Articulación mecánica del exoR para realizar aducción-abducción del hombro. ...	93
Figura 4.8. Articulación mecánica del exoR para realizar flexión-extensión del hombro. ....	93
Figura 4.9. Articulación mecánica del exoR para realizar flexión-extensión del codo.....	94
Figura 4.10. Plataforma experimental: mecanismo para emular una extremidad superior. ....	95
Figura 4.11 Diversos gdl de la articulación escapula-torácica. ....	96
Figura 4.12. Viga L que realiza la carga de exoR. ....	96
Figura 4.13. mHMIs utilizadas para el exoR IPPEARM-LV01.....	96
Figura 4.14. Brazo del exoR IPPEARM-LV01.....	97
Figura 4.15. Espacio de trabajo en el plano X, Y o en el frontal. ....	97
Figura 5.1. Brazo en reposo.....	101
Figura 5.2. Flexión-extensión del codo. ....	102
Figura 5.3. Resultados de la flexión-extensión del codo a 90o.....	102
Figura 5.4. Resultados de la flexión-extensión del codo a 30o.....	103
Figura 5.5. Formas de las trayectorias programado para flexión-extensión del codo.....	104
Figura 5.6. Biomecánica del hombro.....	105
Figura 5.7. Resultados de la flexión-extensión del hombro. ....	105
Figura 5.8.Resultados de la flexión-extensión del codo.....	106
Figura 5.9. Longitud y ubicación del centro de masa de las extremidades superiores.....	107
Figura 5.10. Aducción del exoR de la articulación del hombro con un ángulo de 90°.....	108
Figura 5.11. Flexión del exoR de la articulación del hombro con un ángulo de 90°.....	109
Figura 5.12. Flexión codo del exoR de la articulación del antebrazo con un ángulo de 90°..	110
Figura 5.13. Flexión hombro más flexión codo del exoR con un ángulo de 90°.....	111
Figura 5.14. Flexión 45 aducción 30 codo 90 del exoR.....	112
Figura 5.15. Respuesta para un movimiento de flexión con el controlador GPI (6). ....	113

Figura 5.16. Respuesta para un movimiento de flexión con el controlador GPI (13).....	114
Figura 5.17. Condición crítica del exoesqueleto. ....	114
Figura 5.18. Pieza eslabón FE que soporta brazo del exoesqueleto.....	116
Figura 5.19 Estructura estática de hombro7_eslabon_FE. ....	117
Figura 5.20. Estructura estática de hombro7_eslabon_FE. Máximo esfuerzo cortante. ....	118
Figura 5.21. Estructura estática de hombro7_eslabon_FE. Fuerza aplicada. ....	119
Figura 5.22. Estructura estática de hombro7_eslabon_FE. Máximo esfuerzo cortante. ....	119
Figura AI.1. Representación del ACV isquémico.....	133
Figura AI.2. Representación del ACV Hemorrágico. ....	133
Figura AII 1 Segmentos y huesos del miembro superior. ....	137
Figura AII 2. Articulaciones de cada parte de la extremidad superior.....	138
Figura AIII. 1. Segmentos y huesos del miembro superior.....	137
Figura AIV.1 Forma de implementación del sistema con el sujeto de prueba.....	143
Figura AIV.2. Análisis del video del carpo y muestreo de los datos hechos en Kinovea. ....	143
Figura AIV.3, Trayectorias de la flexión extensión del carpo .....	144
Figura AIV. 4. Promedio de las trayectorias de la posición de la flexión-extensión del carpo .....	144
Figura AIV.5. Ángulos de la flexión-extensión del carpo, analizados por Kinovea.....	145

## Contenido de tablas

Tabla I. Prevalencia estimada de la discapacidad moderada y grave, por región, género y edad. .....	8
Tabla II. Clasificación de exoesqueletos robóticos. ....	19
Tabla III. Descripción de la estructura morfológica del humano. ....	34
Tabla IV. Porcentajes de distintas partes del cuerpo de acuerdo a la masa. ....	34
Tabla V. Propiedades inerciales de algunos segmentos corporales. ....	36
Tabla VI. Rangos de movimiento de la extremidad superior. ....	40
Tabla VII. Máximos pares que puede ejercer el miembro superior. ....	41
Tabla VIII. Materiales propuestos para el análisis. ....	89
Tabla IX. Datos físicos del exoR. ....	89
Tabla X. Datos principales de eslabón L. ....	116
Tabla XI. Descripción de elementos que componen las articulaciones de miembro superior. .....	138
Tabla XII. Los grados de libertad que posee la extremidad superior. ....	139
Tabla XIII. Parámetros D-H del ejemplo 1 del caso de estudio. ....	141

## Lista de símbolos

- $m_1$  masa del brazo  
 $m_2$  masa del antebrazo  
 $m_3$  masa de la mano  
 $l_1$  longitud del brazo  
 $l_2$  longitud del antebrazo  
 $l_3$  longitud de la mano  
 $d_1$  distancia al centro de masa del brazo  
 $d_2$  distancia al centro de masa del antebrazo  
 $d_3$  distancia al centro de masa de la mano  
 $J_1$  Momento de inercia del brazo  
 $J_2$  Momento de inercia del antebrazo  
 $J_3$  Momento de inercia de la mano
- $\theta_1$  Ángulo del brazo  
 $\theta_2$  Ángulo del antebrazo  
 $\theta_3$  Ángulo de mano  
 $\tau_1$  Par aplicado al brazo  
 $\tau_2$  Par aplicado al antebrazo  
 $\tau_3$  Par aplicado a mano

# Capítulo 1

## Marco metodológico

En este capítulo se presentan informes estadísticos sobre la situación que se vive en el mundo y en México: respecto a personas discapacitadas. Las dificultades que tienen las personas respecto a una discapacidad específica como es discapacidad de extremidad superior. Se presentan antecedentes, avances, tipos de órtesis que se han desarrollado. Datos que sirven como base para plantear la problemática y objetivo de esta tesis; así como la justificación de la misma.





## 1. 1 Introducción.

Los sistemas biológicos humanos tienen grandes capacidades, que atienden a la perfección a cada una de sus funciones específicas, lo cual ha sido un logro del proceso evolutivo [1]. Sistemas como: nervioso (neurología), tegumentario (dermatología), esquelético (osteología), articular (artrología) muscular (miología), circulatorio (angiología), linfático, digestivo (gastroenterología), respiratorio (neumología), urinario (urología), genital (reproductor), endocrino (endocrinología) y es importante saber que ningún sistema funciona aisladamente [2]. Cuando se produce una acción que produce un cambio en las personas, como por ejemplo un accidente cerebro vascular (ACV) y sobreviven, tienen la necesidad de recibir un servicio médico adecuado, cirugías delicadas y precisas cuando se requieren, médicos y especialistas debidamente capacitados para enfrentar cada caso y, finalmente, el equipo especializado para lograr la máxima rehabilitación del paciente. Estos pacientes en la mayoría de los casos terminan presentando una discapacidad.

El análisis de los datos correspondientes en 2014 [3] incluidos en la Carga Mundial de Morbilidad que se llevó a cabo para este informe permite estimar que el 15.3% de la población mundial (unos 978 millones de personas de la población total, estimada en 6400 millones en 2004) presento una discapacidad moderada o grave. En 5 años ha aumentado esta cifra, pero hasta que la Organización de las Naciones Unidas (ONU) por medio de la Organización Mundial de la Salud (OMS) no presente otro informe, se conocerá cuanto ha aumentado en ese periodo de tiempo.

Investigadores, empresas especializadas y, muchos países tienen que enfrentar el problema de la discapacidad ante diversos factores (envejecimiento, accidentes, drogas, etc.) que fueron analizados por la OMS. Uno de los problemas es el crecimiento de la población, y con ello el problema de la discapacidad aumenta. Muchos gobiernos, sociedades y familiares tratan de ocultar o evitar, e incluso algunos eliminar el problema de la discapacidad. La naturaleza humana como especie nos lleva a eliminar u abandonar a personas que no tienen el uso completo del cuerpo humano, el cual fue diseñado con el paso evolutivo a lo que hoy se conoce. Socialmente se han presentado protestas en el mundo por la discriminación, igualdad de género, etc.; ¿pero dónde están las protestas a favor de los discapacitados?, ¿organizaciones que abiertamente ayuden? Es por eso que la comunidad científica, empresas y ONG, trabajan en el desarrollo de equipos electromecánicos para mejorar la calidad de vida de estas personas [4].

Muchas acciones se han realizado para disminuir la carga que genera una persona con discapacidad, la referencia carga es porque se asume por el manejo del lenguaje, que eso son los discapacitados para la sociedad (no individualmente). Acciones como mejores terapeutas, incremento de clínicas, mayor cantidad de rehabilitadores y desarrollo de equipo especializado o dirigido a esta parte de la población. Dentro del equipo especializado se encuentra uno que está en desarrollo, denominado exoesqueleto robótico, que ayuda a rehabilitar a diferentes partes del cuerpo [5]. El exoesqueleto robótico ha sido propuesto por investigadores para proporcionar ayuda a los afectados [6]. El propósito es ayudar en el proceso de la rehabilitación, para que el paciente tenga una actividad constante y no solamente unos minutos al día. Una característica muy importante es que los actuales exoesqueletos robóticos tienen altos costos y los lugares

donde se realizan las terapias son pocos, los particulares son caros y tienen pocos equipos robóticos; y los gubernamentales son de difícil acceso, debido a los pocos equipos, desvíos de dinero y los muchos pacientes que cada día crece y requieren usarlos.

En los últimos años se han incrementado las investigaciones en análisis y diseño de diversos exoesqueletos robóticos (exoR) para diversas partes del cuerpo humano [5], [7], [8], donde hacen referencia a parámetros importantes que deben ser tomados en cuenta y hacen una clasificación de acuerdo a la región que se aplique, diseños mecánicos, grados de libertad (gdl), tipo de aplicación, tipos de actuadores utilizados, forma de uso de sensores, esquemas de control, etc. [9].

En este trabajo, se describe el proceso del diseño mecánico de un exoesqueleto de extremidades superiores, el cual tiene como objetivo rehabilitar a personas que han sufrido un ACV. Se propone una solución para ayudar en los problemas físicos que se generan después de que una persona sobrevive a un accidente cerebrovascular, si bien los problemas físicos son uno de muchos otros que se pueden presentar. Una pronta recuperación puede ayudar a la reinserción social de la persona afectada dado que, muchas sufren discriminación.

Una buena rehabilitación mediante el equipo adecuado, genera mejores expectativas para mejorar la calidad de vida personal y familiar. Es por eso que en esta tesis propone como objetivo general y alcances:

### **Objetivo general.**

Diseñar y construir un exoesqueleto de extremidades superiores de 3 GDL con enfoque de diseño concurrente que proporcione movimientos suaves mediante el seguimiento de trayectorias para minimizar el consumo de energía.

### **Alcance.**

- El alcance del proyecto es el diseño y construcción de un exoesqueleto robótico de miembro superior de 3 GDL.
- El exoesqueleto será probado al menos con dos pacientes sanos, realizando movimientos individuales y combinados para evaluar el ahorro en el consumo de energía.
- Se aplicará la técnica de identificación algebraica para identificar perturbaciones a las que está sometido el exoesqueleto y así aplicar las fuerzas o torques requeridas para lograr el objetivo de movimientos deseados.
- Se realizará análisis cinemático y dinámico utilizando un prototipo virtual del exoesqueleto.
- Se realizarán dos artículos de revista indizados en JCR y dos artículos de congreso.

La estructura de la tesis es como sigue: En el Capítulo 1 de esta investigación se presenta una propuesta de solución a la problemática de los discapacitados por ACV; el Capítulo 2 nos muestra el marco teórico para cumplir el objetivo y los alcances; el Capítulo 3 muestra el

desarrollo del análisis cinemático y dinámico; en el Capítulo 4 se muestra el diseño de la plataforma experimental; los resultados se muestran en el capítulo 5 y, en el Capítulo 6 se muestran las conclusiones y trabajos futuros.

## 1.2 Estado del arte

### 1.2.1 Antecedentes de la discapacidad.

Más de mil millones de personas viven en todo el mundo con alguna forma de discapacidad<sup>1</sup>; de ellas casi 200 millones experimentan dificultades considerables en su funcionamiento corporal [4]. En los últimos años, este problema ha aumentado debido al envejecimiento de la población mundial, y, al aumento de las tasas de enfermedades crónicas debilitantes como: desgaste muscular, osteoporosis, fracturas, atrofia muscular, distrofia, accidentes diversos en el entorno, ACV [10]. Otros factores de riesgo se deben al uso de diversas drogas o ácidos, el uso de celulares imprudencialmente, la falta de educación vial entre conductores y peatones, madres jóvenes que produce hijos con defectos debido a la inmadurez de sus cuerpos, el uso de diversos equipos especializados sin la precaución adecuada, cambios fisiológicos por la edad, genética, etnia, actividades profesionales o de recreación, los químicos que contienen los alimentos que han provocado desgaste en los huesos o en las articulaciones, conflictos bélicos entre países, el olvido de gobiernos y familiares cuando se presentan lesiones [11]. Estas causas mencionadas entre muchas más, han provocado el aumento de casos de pérdida o limitaciones en movimientos de las capacidades físicas humanas (fuerza, resistencia, durabilidad y velocidad) [12].

Las diversas afecciones a las que se ven enfrentadas las personas pueden ser de diferentes grados, mucho dependen de las causas y qué tanto se haya agravado los síntomas de acuerdo con las situaciones dichas previamente. Una de las afecciones que se presenta, es la que tiene relación con la parte motora del cuerpo humano, que puede ser desde una dolencia, hasta una incapacidad total de movimiento. Entre las que se encuentran: la deficiencia visual que conlleva desde una ausencia total de visión hasta alteraciones que si bien no son totales suponen una dificultad para ciertas actividades. La parálisis cerebral es un trastorno neuromotor no progresivo, esto debido a una lesión o una anomalía en el desarrollo del cerebro inmaduro el cual se presenta de muchas formas como: ataxia, isotónico, paraplejia, el accidente cerebrovascular, y muchas más afecciones, que incluso por un mal cuidado puede orillar a tener problemas de motricidad.

La Clasificación Internacional del Funcionamiento de la Discapacidad y de la Salud (ICF<sup>2</sup>) logró avances a la hora de comprender y medir la discapacidad. Se creó a través de un largo proceso en el que participaron académicos, clínicos y, lo más importante, personas con discapacidad [4]. Hace hincapié en el rol de los factores ambientales en la creación de la discapacidad, y esa es la principal diferencia entre esta nueva clasificación y la anterior

---

<sup>1</sup> La *discapacidad* se refiere a las dificultades que se presentan en cualquiera de las tres áreas de funcionamiento. La CIF también puede utilizarse para comprender y medir los aspectos positivos del funcionamiento, como las actividades y funciones corporales, la participación y la facilitación del entorno.

<sup>2</sup> *The International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF).*

*Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías.* En la ICF, los problemas del funcionamiento humano se agrupan en tres categorías vinculadas entre sí:

- Deficiencias: son problemas en la función corporal o alteraciones en la estructura corporal; por ejemplo, parálisis o ceguera.
- Limitaciones de la actividad: son dificultades para realizar actividades; por ejemplo, caminar o comer.
- Restricciones de participación: son problemas para participar en cualquier ámbito de la vida; por ejemplo, ser objeto de discriminación a la hora de conseguir empleo o transporte.

Entonces la discapacidad surge de la interacción entre las condiciones de salud y los factores contextuales: factores ambientales y personales (ver Figura 1.1).

Específicamente en afecciones que dejan secuelas en las extremidades superiores, la Organización Mundial de la Salud (OMS) ha determinado que una lesión en los miembros superiores que pueda llevar a una discapacidad si no se atiende oportunamente, se determina como sigue: la capacidad para bañarse, vestirse y comer sin necesidad de ayuda es sinónimo de independencia y autonomía; condiciones incluidas en el primero de los principios generales de la Convención sobre los Derechos de las Personas con Discapacidad: *“El respeto de la dignidad inherente, la autonomía individual, incluida la libertad de tomar las propias decisiones y la independencia de las personas”* (ONU, 2006: 5) [3].

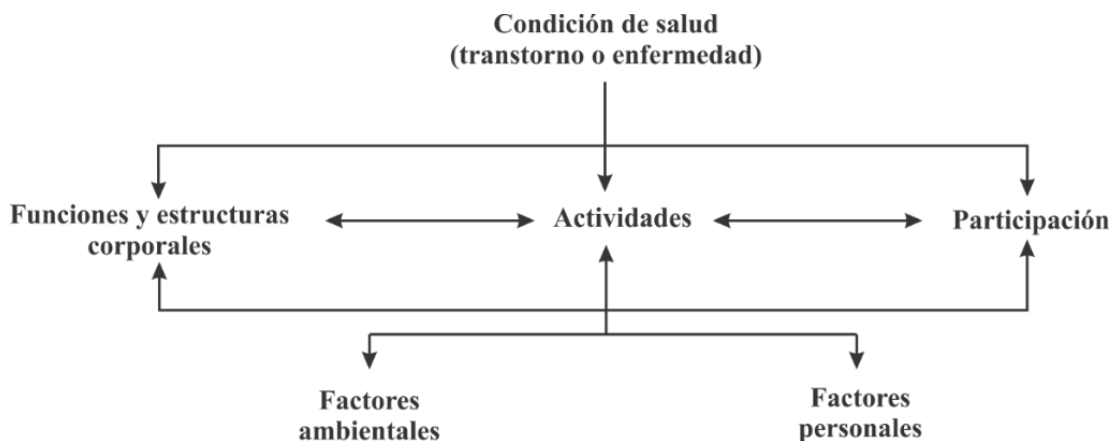


Figura 1.1. Representación de la Clasificación Internacional del Funcionamiento de la Discapacidad y de la Salud [4].

La medición de la discapacidad [4] constituye una experiencia pluridimensional compleja y plantea varios desafíos. Los métodos para medir la discapacidad varían de un país a otro e inciden en los resultados. Las medidas operacionales de discapacidad varían según el objetivo y la aplicación de los datos, la manera en que se concibe la discapacidad, los aspectos de la discapacidad examinados (deficiencias, limitaciones de la actividad, restricciones de participación, condiciones de salud conexas, factores ambientales), las definiciones, el diseño de las preguntas, las fuentes de información, los métodos de recopilación de datos y las expectativas respecto del funcionamiento.

Un conjunto de estimaciones para la medición de las discapacidades y de la prevalencia de la discapacidad a nivel mundial se deriva de la versión actualizada en 2004 del estudio Carga Mundial de Morbilidad (ver Tabla I). El primero de estos estudios se llevó a cabo en 1990, a pedido del Banco Mundial, para evaluar la carga relativa de la mortalidad prematura y la discapacidad ocasionada por diversas condiciones, lesiones y factores de riesgo.

Los datos obtenidos del censo 2010 (ver Figura 1.2) en la República Mexicana para las personas que presentan un tipo de discapacidad y que tienen limitaciones para atender el cuidado personal son más frecuentes entre los niños (7.2%) y los adultos mayores (6.2%) con discapacidad. Por su parte, sólo 3.7% de los adultos con discapacidad del país declararon tener algún tipo de dificultad [13].

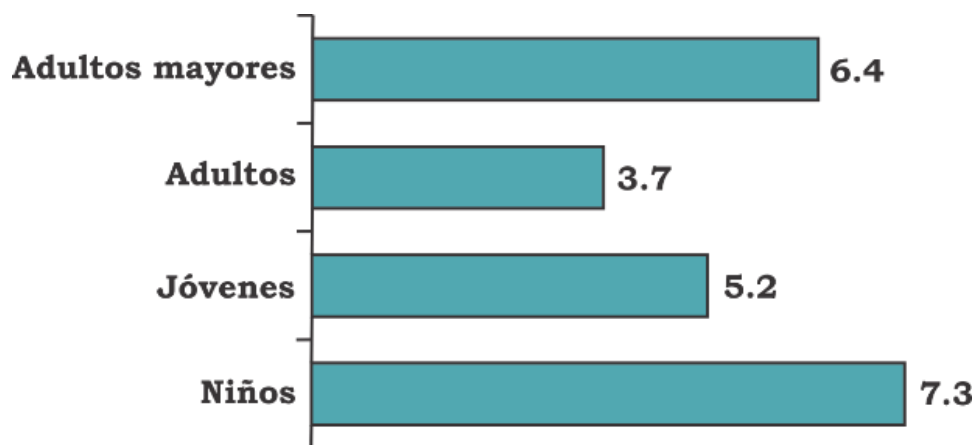


Figura 1.2. El porcentaje de la población con discapacidad en México, para cada grupo de edad. Fuente: INEGI. Censo de Población y Vivienda 2010. Base de datos de la muestra [6].

El Informe 2010 de los Objetivos de Desarrollo del Milenio (ODM) es el primero en mencionar las discapacidades, y hacer notar las limitadas oportunidades que tienen las personas con discapacidad y el vínculo entre la discapacidad y la marginación en la educación. La Declaración Ministerial de julio de 2010 reconoce la discapacidad como una cuestión transversal, esencial para el cumplimiento de los ODM, y destaca la necesidad de garantizar que las mujeres y las niñas con discapacidad no sean objeto de formas agravadas o múltiples de discriminación, ni queden excluidas de la participación en el cumplimiento de los ODM [4]. La Asamblea General de las Naciones Unidas ha destacado la invisibilidad de las personas con discapacidad en las estadísticas oficiales.

Tabla I. Prevalencia estimada de la discapacidad moderada y grave, por región, género y edad. Sobre la base de las estimaciones del estudio Carga Mundial de Morbilidad correspondientes a 2014 [3].

Género/ étnico	grupo	Porcentaje							
		A nivel mundial	Países de ingreso alto	Países de ingreso bajo y mediano, región de la OMS					
				África	Las Américas	Asia sudoriental	Europa	Mediterráneo oriental	Pacífico oriental
<b>Discapacidad grave</b>									
<b>Hombres</b>									
	0-14 años	0.7	0.4	1.2	0.7	0.7	0.9	0.9	0.5
	15-59 años	2.6	2.2	3.3	2.6	2.7	2.8	2.9	2.4
	≥60 años	9.8	7.9	15.7	9.2	11.9	7.3	11.8	9.8
<b>Mujeres</b>									
	0-14 años	0.7	0.4	1.2	0.6	0.7	0.8	0.8	0.5
	15-59 años	2.8	2.5	3.3	2.6	3.1	2.7	3.0	2.4
	≥60 años	10.5	9.0	17.9	9.2	13.2	7.2	13.0	10.3
<b>Todas las personas</b>									
	0-14 años	0.7	0.4	1.2	0.6	0.7	0.8	0.9	0.5
	15-59 años	2.7	2.3	3.3	2.6	2.9	2.7	3.0	2.4
	≥ 60 años	10.2	8.5	16.9	9.2	12.6	7.2	12.4	10.0
	≥ 15 años	3.8	3.8	4.5	3.4	4.0	3.6	3.9	3.4
	Todas las edades	2.9	3.2	3.1	2.6	2.9	3.0	2.8	2.7
<b>Discapacidad moderada y grave</b>									
<b>Hombres</b>									
	0-14 años	5.2	2.9	6.4	4.6	5.3	4.4	5.3	5.4
	15-59 años	14.2	12.3	16.4	14.3	14.8	14.9	13.7	14.0
	≥60 años	45.9	36.1	52.1	45.1	57.5	41.9	53.1	46.4
<b>Mujeres</b>									
	0-14 años	5.0	2.8	6.5	4.3	5.2	4.0	5.2	5.2
	15-59 años	15.7	12.6	21.6	14.9	18.0	13.7	17.3	13.3
	≥60 años	46.3	37.4	54.3	43.6	60.1	41.1	54.4	47.0
<b>Todas las personas</b>									
	0-14 años	5.1	2.8	6.4	4.5	5.2	4.2	5.2	5.3
	15-59 años	14.9	12.4	19.1	14.6	16.3	14.3	15.5	13.7
	≥ 60 años	46.1	36.8	53.3	44.3	58.8	41.4	53.7	46.7
	≥ 15 años	19.4	18.3	22.0	18.3	21.1	19.5	19.1	18.1
	Todas las edades	15.3	15.4	15.3	14.1	16.0	16.4	14.0	15.0

De acuerdo, con las estimaciones del estudio de Carga Mundial de Morbilidad al 2014 [3], un alto índice de personas en diversos países como Japón, Francia, Alemania, etc., llegaran a los 65 años o más; esto acarreará mayores problemas relacionados con la edad avanzada, además que el número de personas con la capacidad para poder dar terapias de rehabilitación disminuirá drásticamente, lo cual se vuelve un problema social muy serio [3]. Por eso el desarrollo de dispositivos de ayuda como: asistencias eléctricas y mecánicas han desarrollado aplicaciones para asistir los movimientos en la vida diaria de una persona en recuperación, para que mejore su calidad de vida. Si bien es cierto que, en muchos casos no van a recuperar la movilidad al 100%, pero al menos podrán ser independientes y crear un ambiente de estabilidad emocional para los afectados y, permitirá que se reintegren a una sociedad tan competitiva y discriminativa como en la que hoy se vive.

### **1.2.2 Clasificación de dispositivos para rehabilitación.**

Las investigaciones para el desarrollo de dispositivos para rehabilitación se dividen actualmente en cuatro tipos de aplicaciones, las cuales son conceptualmente diferentes [10][14][15] (ver Figura 1.3):

- a) Dispositivo para fisioterapia: los pacientes utilizan el exoesqueleto de tal forma que pueden realizar trabajos en su vida diaria o para terapia física ya sea de modo activo o pasivo.
- b) Dispositivo de asistencia (amplificador humano): el operador maneja cargas en una escala reducida, el exoesqueleto carga la mayor cantidad de peso.
- c) Dispositivo háptico: el sujeto interactúa con objetos virtuales mientras que las fuerza generadas a través de la interacción de retroalimentación del usuario por medio del exoesqueleto como forma de transporte, texturas u otras características de objetos virtuales.
- d) Dispositivo maestro: reemplazando el ambiente virtual con un control real, el operador utiliza el control para controlar un sistema robótico en un modo de operación (maestro/esclavo).

Perder la movilidad de alguna parte de la extremidad superior, ya sea hombro, codo, antebrazo, carpo o dedos, restringe la eficiencia de la función de la mano y la capacidad del ser humano para tener un estilo de vida óptimo con su entorno. La amputación es una lesión más grave que no se va a tratar aquí, sin embargo, existen lesiones que no llevan a la amputación, pero sí, a la pérdida de movimiento de alguna parte de los miembros superiores, y esto hace que la extremidad quede atrofiada o lisiada para siempre, lo que limita los movimientos de la mano y el desarrollo de actividades diarias de las personas, sobre todo en su autoestima por la pérdida de capacidades.



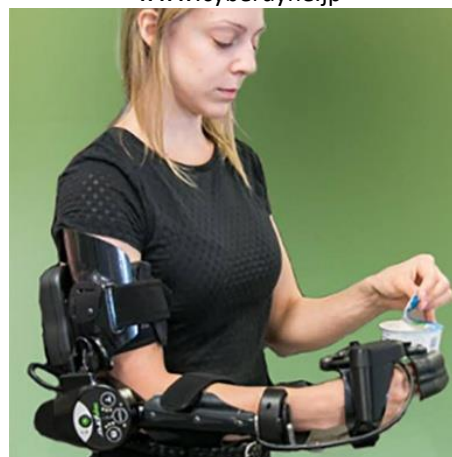
a) Fisioterapia: Armeo spring.  
www.hocoma.com



b) Asistencia: Hal.  
www.cyberdyne.jp



c) Háptico: Cybergrasp.  
www.cyberglovesystems.com



d) Maestro: MyoPro Motion G.  
www.myomo.com

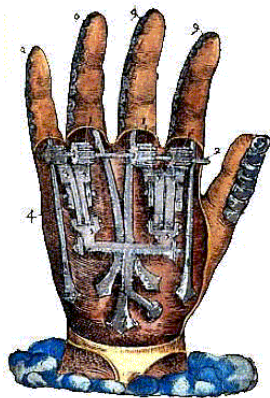
Figura 1.3. Clasificación de exoesqueletos robóticos para rehabilitación.

Tomando el miembro superior, el cual se caracteriza por su movilidad y habilidad para asirse, golpear, llevar a cabo finas actividades motoras (manipular) [16][11], además que permite mantener el equilibrio del cuerpo, de forma natural, ya que depende de la interacción entre el aparato locomotor y el cerebro que, se logra a través de un proceso que va relacionado con la edad y actividades de los seres humanos [21]. A los 21 años los humanos terminan su crecimiento, por lo tanto, los movimientos de la extremidad superior no son afectados por factores intrínsecos. Los controles neuronales logran madurez y reafirman su control de la extremidad superior, es decir, el miembro rige la velocidad, la amplitud de movimiento, las formas de agarre [22], el tamaño de las flexiones [21]. Estas características son especialmente relevantes en la mano, cuando se llevan a cabo actividades manuales como abrochar una camisa, alimentarse, escribir, etc.



### 1.2.3 Antecedentes de los exoesqueletos.

Históricamente; el ser humano ha estado expuesto a sufrir mutilaciones a causa de accidentes, enfermedades, deformaciones de nacimiento o conflictos bélicos; inicialmente eran las prótesis las que resultaban ser una valiosa herramienta, ya que las mayorías de las lesiones terminaban en una amputación por falta de medios. “Ambrosio Paré” [13] (1510-1590) fue un personaje significativo en el campo de la cirugía y de las prótesis. Describió las prótesis y aparatos ortopédicos por primera vez para la historia occidental de la medicina. Ilustró y diseñó manos, brazos y piernas artificiales (las cuales hacía para él un herrero parisino) y publicó estos dibujos para que cerrajeros y relojeros pudieran construir las prótesis (ver Figura 1.4).



a) Prótesis de mano. Ambrosio Paré. *Instrumenta chirurgiae et icones anathomicae*. 1564.

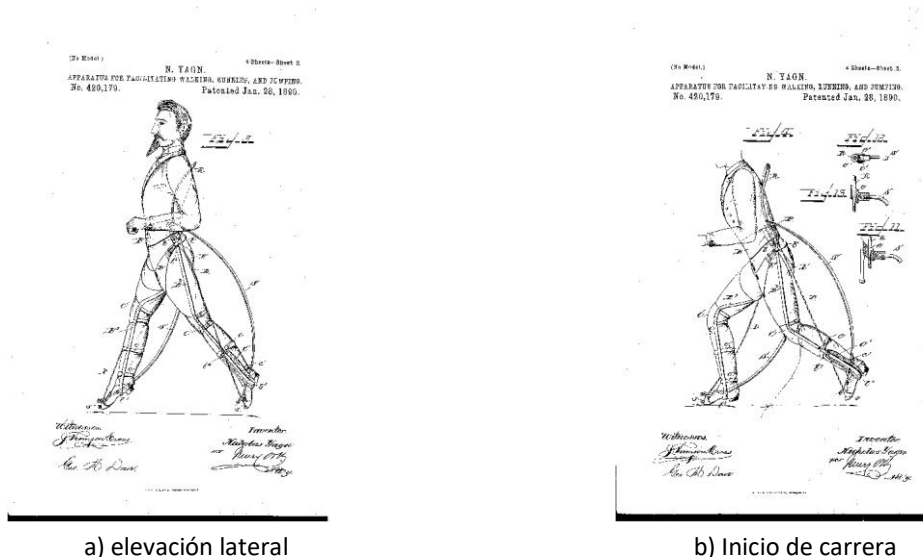


b) Brazo artificial para el caballero alemán Gotz Von Berlichingen (1480-1562).

Figura 1.4. Prótesis realizadas por Ambrosio Paré [13].

Uno de los primeros dispositivos catalogado y patentado como exoesqueleto<sup>3</sup>, fue concebido, para realizar actividades a diferentes alturas. El objetivo de este dispositivo fue proporcionar medios de locomoción mejorados para aumentar la eficiencia ante la fatiga en los actos de caminar, correr o saltar, además de facilitar movimientos de flexión (ver Figura 1.5). Como una unidad, el aparato utiliza bolsas de gas comprimido para almacenar la energía que ayudaba con los movimientos, aunque era pasivo en operación y requería ayuda humana. Fue desarrollado en la Rusia Imperial en 1890 por un inventor llamado Nicholas Yang [23].

<sup>3</sup> *Exoesqueleto*. Proviene del griego ἐξω = éxō, que es un prefijo griego, con el significado de ‘fuera, lo externo’. Como en exiobiología, exogamia, exógeno, exotérmico, exocarpo, etc.; y sceletus, ‘momia, esqueleto’ σκελετός = *skeletós* (sōma), ‘momia, cuerpo seco’; por lo tanto se puede traducir exoesqueleto (exoskeleton, en latín moderno o griego), como: esqueleto externo o exterior.



a) elevación lateral

b) Inicio de carrera

Figura 1.5. Esquemas de aparato para facilitar el caminar, correr y saltar, patentado por Nicholas Yang. Patente 440,584 US [23].

En 1919, en EE.UU. el inventor Leslie C. Kelley patentó lo que él llamó: “Pedomotor”, que funcionaba con energía de vapor con ligamentos artificiales que actúan de forma paralela a los movimientos portadores. Fue un dispositivo para caminar y correr y mejoraba la operación del peatón, además de proporcionar alivio de los músculos usados durante la marcha de una persona. Aunque se podía aplicar cualquier tipo de fuerza motriz, C. Kelley le aplicaba potencia con una pequeña máquina de vapor, que llevaba en la espalda. Los ligamentos artificiales que tiene el Pedomotor son paralelos a los ligamentos musculares principales y están conectados directamente a la fuente de poder motriz (ver Figura 1.6) [24].

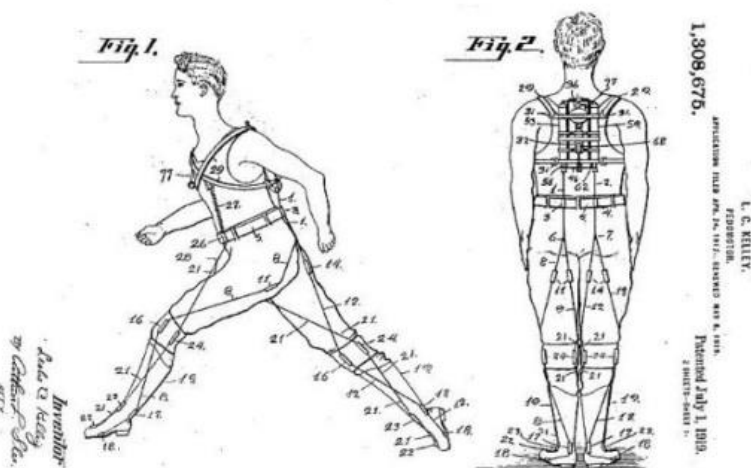


Figura 1.6. Esquemas del Pedomotor hecho por L.C. Kelley. Patente US1308675 A [24].

El primer exoesqueleto con las características de una máquina móvil integrada con los movimientos humanos fue co-desarrollado por General Electric y los militares de Estados

Unidos en la década de 1960 por el alemán Hardiman [12]. El aparato fue nombrado Hardiman (ver Figura 1.7) e hizo levantar 250 libras sintiendo el usuario como si levantase 10 libras. Desarrollado con hidráulica y electricidad, permitió al usuario amplificar su fuerza en un factor de x25. Una característica denominada retroalimentación de fuerza permitió al usuario sentir las fuerzas y los objetos que fueron manipulados. Entre sus limitantes estuvieron el peso (1500 libras), el sistema maestro/esclavo, donde el usuario tenía el rol principal, su desplazamiento demasiado lento de 2.5 *ft/s*.



Figura 1.7. Exoesqueleto fabricado en 1960, llamado Hardiman [12].

Para 1986, un prototipo de exoesqueleto llamado LIFESUIT (ver Figura 1.8) fue creado por Monty Reed, del ejército de los EE.UU. que se había roto la espina dorsal, en 2001 LIFESUIT I fue construido. En 2003 LS6 fue capaz de grabar y reproducir una marcha humana. En 2005 LS12 fue usado en una carrera a pie conocida como el día de San Patricio Dash en Seattle, Washington; LS12 completó la carrera de 3 millas en 90 minutos. El prototipo actual LIFESUIT 14 puede caminar una milla con una carga completa y levantar 92 kg.



Figura 1.8. El prototipo actual LIFESUIT 14 puede caminar una milla con una carga completa y levantar 92 kg [airecomprimidokaeser.com].

Se han fabricado ExoR para miembros superiores, y algunos de dichos mecanismos han llegado al mercado mexicano. El Movilizador Pasivo de Codo Artromot E2 (ver Figura 1.9) comercializado por Chatannoga brinda dos gdl (flexión/extensión y pronación/supinación) en cualquier combinación; sirve para extremidad izquierda/derecha, es portátil y guarda la información del tratamiento del paciente en una tarjeta de memoria con chip. En cuanto al diseño, tiene una correcta aproximación a la biomecánica de un brazo, lo cual genera que tenga un mayor ángulo de movilidad. Su forma de alimentación es de 110/240 volts, lo que indica que sus motores no tienen un control de ahorro energético, ya que su peso total es de 16 kg, y de dimensiones grandes, lo que contradice a que el aparato es portátil. Solo tiene dos velocidades, lo que indica que si el paciente requiere un movimiento en varios pasos no es posible hacerlo.



Figura 1.9. Movilizador Pasivo de Codo Artromot E2. [www. djoglobal.com]

El CPM de hombro Optiflex® S (ver Figura 1.10) es un exoR que beneficia a pacientes que han sufrido alguna lesión en la extremidad, tiene capacidades de movimiento de rango completo, usando motores de cd permite la personalización de los parámetros de tratamiento, cuenta con un control remoto con chip para guardar y asignar la información del paciente. La información de datos que guarda del paciente es: ángulo de movilidad, velocidad y tiempo de tratamiento. Tiene diversas velocidades y un menú para diferentes idiomas. Sus gdl son 3 (aducción/abducción, flexión/extensión, rotación interna/externa), tiene un peso de 25 kg, su comunicación es mediante cables y se alimenta a 110 volts.



Figura 1.10. CPM de hombro Optiflex® S. [international.chattgroup.com]

ExoHand es un exoR para la mano que se pone como un guante y aumenta la fuerza de cada dedo, fue desarrollado por FESTO (ver Figura 1.11). Entre las utilidades que la empresa alemana pretende darle a ExoHand está la de recuperar la movilidad de las manos en pacientes con parálisis de diversos tipos, especialmente ACV (enfermedad cerebrovascular) [25]. Esto se conseguiría conectando la voluntad del paciente con el exoR a través de una BCI (Brain Computer Interface, por sus siglas en inglés). El sistema se utilizaría además como circuito de *biofeedback*, y no solo como órtesis<sup>1</sup> activa. Es decir, sería a la vez una terapia y una órtesis funcional para llevar a casa. BCI capta la voluntad de mover la mano paralizada con electrodos de EEG (Electroencefalograma). Este desarrollo se está llevando a cabo en el Centro de Neurociencia Integrativa de la Universidad de Tubinga (Centre for Integrative Neuroscience der Universitätsklinik Tübingen).



Figura 1.11. ExoHand de FESTO.

El ArmeoPower con ManovoPower (ver Figura 1.12) es el primer exoR de brazo integral y rehabilitación de la mano. Proporciona los siguientes beneficios clave: habilita la rehabilitación temprana altamente intensiva, e incluso para los pacientes gravemente afectados permite asistencia al apoyo, es decir, se adapta automáticamente a las capacidades del paciente. Ha sido diseñado específicamente para el brazo y la terapia de la mano en una etapa temprana de la rehabilitación. El dispositivo permite, incluso a los pacientes con graves alteraciones del movimiento, realizar ejercicios con un alto número de repeticiones, lo cual es de suma importancia para volver a aprender la función motora. El ExoR cuenta con 6 gdl accionados lo cual permite la formación de un amplio espacio de trabajo 3D. Esto permite a los pacientes a practicar los movimientos importantes para su terapia. Reconoce cuando el paciente no es capaz de llevar a cabo un movimiento de brazo y ayuda tanto como sea necesario para alcanzar con éxito el objetivo del ejercicio del paciente. Se adapta el soporte del brazo, a las necesidades individuales y cambiantes de cada paciente. Da orientación al movimiento completo para los pacientes con muy poca actividad o sin ningún apoyo, esto para los pacientes que sufrieron daños muy grandes.



Figura 1.12. Armeo®Power con Manovo®Power. [www.manovo.com]

Estos dispositivos biomédicos son desarrollados en países del primer mundo tales como Estados Unidos de América, Alemania, Inglaterra, Suiza, Holanda, etc., [21].

En México, las investigaciones relacionadas con el diseño de exoesqueletos robóticos están más enfocadas a la bipedestación debido a que existe una mayor variedad de artículos, se percató esta situación en la revisión bibliográfica. Además, no se ha tenido la madurez para desarrollar estos dispositivos biomédicos, y más aún, que superen el desempeño de los exoesqueletos comerciales. La falta de infraestructura para su desarrollo ha hecho que, en nuestro país aún no se logre un diseño competente para comercialización. Por otra parte, la Universidad Nacional Autónoma de México, el Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y electrónica, ITESM son las

instituciones líderes que más han desarrollado investigaciones para el desarrollo de prótesis de extremidades superiores. El Instituto Politécnico Nacional y el Instituto Nacional de Rehabilitación se han enfocado a extremidades inferiores [26]. Pero hasta este momento, hay pocos diseños en México competentes de exoR para extremidades superiores de fácil acceso, ya que los que existen son adquiridos mayormente en el extranjero.

En los últimos años empresas como INDI, comercializa el exoesqueleto de extremidades inferiores llamado Toddler, para niños de 4 a 15 años, para recuperar la movilidad de las piernas. Roki, es un exoesqueleto creado en Zapopan para ayudar a la rehabilitación de personas en la recuperación de movimientos. WeaRobot es una empresa enfocada en devolver la movilidad a adultos mayores y discapacitados.

Actualmente el número de exoesqueletos para extremidades superiores (pasivos y activos) a la venta ha ido en aumento, sin embargo, aún no existe un exoR que llegue a ser capaz de emular la función de una extremidad afectada, es decir, aun no se logra recuperar la coordinación natural del movimiento entre articulaciones de hombro, codo y carpo, la cual desarrollan las personas sanas.

#### **1.2.4 Revisión bibliográfica.**

En los últimos años, se ha presentado un aumento en la investigación para el análisis y diseño de varios exoesqueletos robóticos, para varias regiones del cuerpo humano. Algunos se especializan en miembros superiores, como puede leerse en las siguientes líneas, donde se explican los motivos de cada revisión reciente encontrada:

- Realizó una revisión sistemática del sistema robótico de extremidades superiores basado en robot de exoesqueleto, incluido el diseño de su mecanismo, las estrategias de control y el rendimiento de los ensayos clínicos. Estos exoesqueletos se han utilizado en varios estudios clínicos que midieron su efectividad utilizando diversas pruebas clínicas y no clínicas. Un ensayo clínico de robots de exoesqueleto para extremidades superiores reveló resultados positivos, ya que esta forma de terapia puede coincidir fácilmente y, en muchos casos, producir un mejor resultado que la terapia convencional (Rehmat, Zuo y Meng, 2018).
- Proporciona una revisión extensa de las aplicaciones biomédicas de exoesqueletos. Estos incluyen rehabilitación, mejora de la marcha, asistencia a pacientes paralíticos y exoesqueletos controlados por el cerebro. La revisión debe proporcionar una visión suficiente de las diferentes aplicaciones de los exoesqueletos (Sharma, Sai, Kumar, 2018).
- Proporciona las razones que deben resolverse para cerrar la brecha entre los prototipos de investigación y la versión comercial. Hace una breve descripción de los dispositivos existentes, sus limitaciones de hardware y problemas de control. Muestra que hay fallas significativas en el diseño del hardware y en el desarrollo del algoritmo de control de los exoesqueletos que estarán disponibles en el programa de rehabilitación (Islam, Spiewak y Rahman, 2017).

- Presenta una revisión integral de las órtesis de rehabilitación del hombro. Los avances recientes en el diseño del mecanismo, sus ventajas y desventajas, la descripción general del hardware, el sistema de accionamiento y la transmisión de potencia se discuten en detalle con el énfasis en los DOF asistidos para el movimiento del hombro. También se presenta una breve descripción de las técnicas de control y los estudios clínicos realizados con las órtesis de hombro robóticas desarrolladas. Finalmente, se proporcionan los desafíos actuales y las direcciones de desarrollo futuro para las órtesis de rehabilitación robótica del hombro (Niyetkaliyev, Hussain y Ghayesh, 2017).

Presenta los principales desarrollos ocurridos en la historia, los hitos clave durante la evolución y los principales desafíos de investigación en el contexto actual de los sistemas de hardware de los robots de exoesqueleto de extremidades superiores. Además, el documento proporciona una clasificación, una comparación y una descripción general del diseño de los mecanismos, la activación y la transmisión de energía de la mayoría de los robots de exoesqueleto de extremidades superiores que se han encontrado en la literatura (Gopura, Bandara y Kiguchi, 2016).

- Los exoesqueletos híbridos, que combinan la actuación controlada eléctricamente con la estimulación eléctrica funcional, ofrecen potencialmente grandes beneficios para la rehabilitación muscular. Ofrece una visión general del estado del arte de los exoesqueletos híbridos actuales de extremidades superiores con un enfoque en el accidente cerebrovascular (Stewart, Pretty and Adams, 2017).
- El objetivo de esta revisión es proporcionar una taxonomía de las estrategias de control disponibles actualmente para exoesqueletos para la neuro-rehabilitación, a fin de formular preguntas apropiadas para el desarrollo de estrategias de control innovadoras y mejoradas (Proietti, Crocher y Roby-Brami, 2016 ).

En esta investigación, se hace referencia a varias características que incluyen grados de libertad, movimientos, su desarrollo, estrategias de control, portabilidad, si está clínicamente comprobado, etc. En la Tabla II muestra una clasificación de exoesqueletos robóticos para el miembro superior, para complementar la información de autores anteriores.



Tabla II. Clasificación de exoesqueletos robóticos.

Referencia y fecha	Edi	Actuadores	Propósito y tipo de movimiento	Sensores	Movimientos	Control, comentarios	Portable	Peso (kg)
M.Babaias I, A. Ghanbari, S. Noorani 2013 [32]	3	Diseño mecánico, simulación y control.	Rehabilitación para VBA (pasivo)	n/d	Hombro: f/e, AB-AD, rotación Int-ext.	Dinámica inversa: seguimiento de la trayectoria deseada.	n	11.4
Destarac, García, 2018, [33], ORTE	5	Dynamixel RX-64 de Robotis®	Rehabilitación (pasivo)	n/d	Hombro: F-E, rotación Int-ext., AB-AD Codo: F-E	Sin control, solo diseño, control virtual.	n	n/d
Zhang, Yang, Wang, 2018 [34]	5	Diseño	Simulación	n/d	Hombro: AB-AD, F-E; Codo: F-E Antebrazo: P-S, F-E	Control multivariable de tiempo finito, modos deslizantes, observadores lineales extendidos	n/d	n/d
Kühn, Hu, Schamppl er, 2018 [35]	6	Simulación	Asistencia	n/d	Hombro: AB-AD, F-E; Codo: F-E Antebrazo: P-S, Carpo: R-U, F-E	Compensación de la gravedad y control cinemático de la impedancia del espacio latente.	n/d	n/d
Onozuka, Suzuki, Yamada, 2018 [36]	4	Embragues de fluidos magneto-reológicos y músculos artificiales.	Asistencia (fuerza elástica)	Encoder y sensores de fuerza	Hombro: AB-AD, F-E, rotación Codo: F-E Antebrazo: P-S,	Dispositivo de fuerza de bucle cerrado	S	5.5
Yin-Yu, Ching-Hui, Ying, 2018 [37]	5	Motor paso a paso PKP225 226 Nm	Rehabilitación (movimiento fino)	Serie elástica SEA, encoder óptico Renis-haw atom	Codo: F-E Antebrazo: P-S, Carpo: R-U, F-E, Circunducción	n/d	S	3.5
Gupta, O'Malley, Patoglu 2008, PUMA-560 [38]	4	Motor Maxon , #RE40, brushless DC motor Applimotion Inc., # 165-A-18	Rehabilitación y entrenamiento	Sensor de sobrecarga neumático de ruptura ajustado a 20 Nm, mecanismo de acoplamiento de liberación rápida	Antebrazo: P-S Carpo: R-U, F-E	PD, Impedancia del espacio de tareas	n/d	1.96

Tabla II. Continuación...

Referencia y fecha	gdl	Actuadores	Propósito y tipo de movimiento	Sensores	Movimientos	Control, comentarios	Portable	Peso (kg)
Ugurlu, Barkan Nishimura, 2015, [39], TTI-Exo	6	Harmonic Drive FHA-14C-Mini series of brushless servo motor	Terapia asistida (activa)	Sensor electromiográfico (EMG) con electrodos no invasivos.	Hombro: F-E, rotación int-ext Codo: F-E	Los observadores de perturbación con EMG	y	n/d
Jung, Bae, 2014 [40]	5	n/d	Educacional	Sensor de fuerza (ATI, mini45), potenciómetros, engranajes cónicos	Hombro; F-E, conducción. AB-AD Codo: F-E, P-S	Trayectorias lineales	n/d	
Rahman, Saad, Kenné 2010 [41]	2	Motor cd Maxon-EC45	Rehabilitación, (pasivo)	Sensor de presión	Antebrazo: P-S Codo: F-E	Modos de deslizamiento no lineales.	n	
Kiguchi, Hayashi, 2004 [42]	7	Motor cd	Rehabilitación (activo)	Electrodos para estimar el movimiento	Antebrazo: P-S Codo: F-E Carpo: F-E, R-U Hombro: AB-AD, rotación int-ext	La estructura modificada neuro-difusa que es igual a una red neuronal y el proceso de flujo de señal es un razonamiento difuso.	n	
Xiao, Elnady, Menon, 2014 [43]	1	DC motor	Modelado(activo o intención)	FSR belts	Antebrazo: P-S	EMG, detección de posición,	n/d	
Pehlivan, Lee, O'malley, 2012 [44], RiceWrist	3	Motor cd brushless	Rehabilitación para daños en espina dorsal (pasivo)	Sensor de tacto	Antebrazo: P-S Carpo: F-E, R-U	análisis cinemático	n/d	
Kinematic, IEEE, 2012 [12]	3	Megaflux motores de par sin marco, hidráulicos, neumáticos.	Rehabilitación, motor asistencia militar	n/d	Hombro: f/e, rotación int/ext, Codo: F-E	Rehabilitación, asistencia motriz, uso militar Basado en fuerzas e intenciones de movimiento.	n	n/d

Tabla II. Continuación...

Referencia y fecha	IPD	Actuadores	Propósito y tipo de movimiento	Sensores	Movimientos	Control, comentarios	Portable	Peso (kg)
Pehlivan, Chad, O'malley, 2013 [45]	3	Applimotion 165-A-18, Maxon RE-40 (148877), Maxon RE-30 (310009) Transmisión	Rehabilitación (pasivo)	MicroE Mercury 1500 Avago HEDS 5540 Avago HEDS 5540	Antebrazo: P-S Carpó: R-U, F-E	PID	No	n/d
Hong, Kim, K. Kim 2012 [46]	10	Simulación	Sistema auxiliar de energía	n/d	Mano: agarre que permite tomar o pellizcar en función de los contactos., Carpó: P-S, R-U, F-E	n/d	S	n/d
Rahman, Saad, Kenné, 2011 [47], MARSE-4	4	Motor Brushless DC, transmisión compleja por cable	Terapia de rehabilitación (pasiva).	Sensor de presión	Antebrazo: P-S Codo: F-E Carpó: R-U, F-E	PID	No	n/d
Brahim, Saad, Rahma, 2018 [48], ETS-MARSE	7	Motor Maxon EC-45, EC-90,	Asistencia de movimiento	sensores de fuerza NANO17-R-1.8-M2-M1PCI, NI PXI-7813R;	Hombro: AB-AD, F-E, P-S, rotación int-ext Codo: F-E Carpó: R-U, F-E	Control adaptativo	No	10
Zhang, Quo, Ku 2014 [49], Phantom Premium	2	Motor DC, poleas, reductores de alta relación.	Neuro-Rehabilitación (pasivo), asistencia parcial	Sensor de fuerza FS03 Honeywell, EMG electrodes, MTx inercia sensors, Xsens Tech	Antebrazo: P-S Codo: F-E	Control de alta y baja impedancia.	No	1.3
Wei, Gou, Zang 2013 [50] PHANTOM Premium 1.5	2	Motor, poleas	Neuro-rehabilitación (pasivo)	Force sensor FS03 Honeywell, EMG electrodes, MTx inercia sensors, Xsens Tech	Antebrazo: P-S Codo: F-E	Realidad virtual	No	1.3

Tabla II. Continuación...

Referencia y fecha	Edl	Actuadores	Propósito y tipo de movimiento	Sensores	Movimientos	Control, comentarios	Portable	Peso (kg)
Song, Guo, Pang 2012 [51], ULERD	7	Motor BLDC Maxon, reductores gearhead, cables	Rehabilitación (pasivo)	Sensor inercial MTx, electrodos para EMG dry, encoder	Antebrazo: P-S Codo: F-E Carpo: F-E	Control de impedancias	Yes	s/d
Kang, Wang., Yu 2013 [52]	5	n/d	Rehabilitación (pasivo)	n/d	Antebrazo: P-S Codo: F-E Carpo: F-E, R-U	Controlador basado en observador adaptativo	No	n/d
Kimura, Genda, Nakamura 2014 [53], Portable Spring Balancer	4	Motor cd, un resorte	Dispositivo de asistencia para lesiones de la médula espinal cervical alta. (activo pasivo)	sensor de aceleración y interruptores	Carpo: 3D Antebrazo: P-S	PID	No	n/d
Kim, Park, Gi 2017 [54], NCCEES	1	Motor cd Maxon EC90 Flat 4.94 Nm	Rehabilitación (pasivo)	El sistema de adquisición de EMG.	Codo: F-E	EMG basado en impedancia variable	No	1.5
Brielle, Williams, Ben-Tzvi, 2018, SAFER [55]	1	Motores reductores en miniatura de alta potencia (HPCB).	Rehabilitación y aplicaciones asistenciales.	FSR (resistencias sensibles a la fuerza)	Carpo: F-E	Controlador de histéresis	y	n/d
Abooe, Arefi, Sedghi, 2018 [56]	5	Servomotores AC y DC.	Rehabilitación	n/d	Hombro: AB-AD, F-E, rotación int-ext Codo: F-E Carpo: R-U, F-E	el terminal no singular deslizante	n	n/d
Crocher, Fong, Bosch, 2018 [57]	4	n/d	Rehabilitación neurológica	Sensores magnéticos trakSTAR	Hombro: AB-AD, F-E, rotación int-ext	3D compensación gravitacional	n	n/d
Zheng, Jinyu Shi, Ping Yu, Hongliu, 2018 [58]		Plataforma de Visual Studio	Rehabilitación de realidad virtual (activa / pasiva)					

Flexión-extensión == F-E; pronación / supinación = P-S; abducción / aducción = AB-AD; pronación / supinación = P-S; radial / ulnar = R-U; n/d = no dato, S=sí, no=n  
a=ABS= Acrylonitrile Butadiene Styrene , b=3D impresión,

### 1.2.5 Planteamiento del problema con base en la revisión.

En un país como el nuestro, existe un gran número de personas con discapacidad provocada por accidentes cerebrovasculares. Afectados por no tener un adecuado tratamiento de rehabilitación o, no tener alcance económico a la tecnología para apoyar su recuperación, quedan con atrofas musculares y cerebrales para realizar movimientos con la extremidad superior. Por eso se están realizando muchos esfuerzos por parte de instituciones públicas y privadas para tener un gran progreso en el diseño e implementación de exoesqueletos robóticos.

El principal problema radica en el diseño del exoesqueleto robótico, ya que la diferencia entre un mecanismo y una articulación aun es compleja, ya que un mecanismo aún está limitado para tener un buen rendimiento de emulación ante la complejidad de la biomecánica de la extremidad. Por otra parte, modelar matemáticamente todos los grados de libertad que tiene la extremidad superior requiere de un modelo muy riguroso, ya que no todos los movimientos pueden ser emulados con un exoesqueleto.

El diseño, se puede dividir en dos partes principalmente la mecánica y la electrónica. En la parte mecánica hace falta llegar a obtener el mecanismo adecuado que realice los movimientos dinámicos parecidos a los movimientos. En la parte electrónica, mayormente se utilizan motores de cd, los cuales, por su diseño, la mayoría tiene volúmenes muy sobrados y generan sobrepeso, aunque existen motores pequeños con alto par al tener acoplados planetarios.

En el movimiento cinemático y la fase de apoyo, los problemas de coordinación más comunes se relacionan con la masa de la extremidad y sus dinámicas. De igual manera en determinar si el movimiento puede o no causar dolor si es en acción pasiva, y la obtención de una mioseñal que determine esa sensación como señal de control para predecir la dinámica, aun no es muy claro. Las diferencias en antropometría y genotipo, provocan problemas en el diseño.

En el desarrollo del exoesqueleto robótico es importante decidir si va a ser activo o pasivo. El pasivo se determina mediante datos obtenidos de diferentes pruebas para poder programar trayectorias establecidas de acuerdo a la necesidad de la terapia. El utilizar EMG para poder determinar el movimiento o predecirlo, puede que sea más óptimo, si se quiere que el exoesqueleto no sea solo para rehabilitación, sino también para soporte diario de una persona que sufrió un accidente cerebrovascular.

Otro problema se relaciona con los parámetros de diseño en la estrategia de control, ya que este se desarrolla con patrones de movimiento estándar que, en la mayoría de los casos, se obtiene a partir de un sistema de sensores, los cuales no contemplan variaciones en los patrones de movimiento relacionados con antropometría, sexo, edad y fenotipo de las personas, más aún, no consideran variaciones entre ángulos articulares obtenidos de un marco de referencia móvil y un marco fijo.

### **1.2.6 Propuesta.**

Se propone diseñar un exoesqueleto de miembro superior que abarque los movimientos de hombro y brazo de manera que, considerando los componentes mecánicos, sensores y actuadores el exoesqueleto tenga una inercia baja para evitar se requiera una gran compensación de fuerzas debido a la gravedad por parte de los actuadores. También, se abordarán movimientos combinados, ya que generalmente en exoesqueletos de rehabilitación se abordan los movimientos independientes, es decir, de un grado de libertad. Para lograr también un ahorro de energía al realizar los movimientos, se requiere generar trayectorias óptimas, es decir, considerar las posiciones iniciales y finales, así como, los movimientos en cada eslabón que se requieren para llevar el exoesqueleto de una posición inicial a una posición final. Además, se requiere compensar las fuerzas debido a la fricción, las que se generan por la holgura residual que se presenta en las uniones, las fuerzas debido a la rigidez de las articulaciones del paciente, así como la variación de peso entre cada paciente; estas fuerzas serán consideradas como perturbaciones en el modelado matemático para que las fuerzas que apliquen los actuadores compensen su efecto.

### **1.2.7 Objetivo general.**

Diseñar y construir un exoesqueleto de extremidades superiores de 3 GDL con enfoque de diseño concurrente que proporcione movimientos suaves mediante el seguimiento de trayectorias para minimizar el consumo de energía.

### **1.2.8 Justificación.**

Los exoesqueletos robóticos son sistemas mecánicos actuados; en específico, los exoesqueletos robóticos de rehabilitación son diseñados para que puedan ayudar a los pacientes en su proceso de rehabilitación, para que recuperen su rango de movimiento, la fuerza muscular y evitar la rigidez. Se requiere que el diseño mecánico del exoesqueleto sea capaz de soportar las cargas debido al peso del paciente, que pueda proporcionar los movimientos requeridos y que los movimientos sean suaves. Para lograr esto se propone diseñar el exoesqueleto aplicando técnicas de diseño concurrente, resolver el problema de optimización de trayectorias para movimientos combinados y así lograr un ahorro en el consumo de energía. El exoesqueleto robótico debe de proporcionar los movimientos suaves, mediante el seguimiento de trayectorias, a pesar de que estará sujeto a diferentes cargas (peso diferente en cada paciente). Los exoesqueletos de rehabilitación son una herramienta importante en la recuperación de lesiones para el fisioterapeuta y paciente, brindando mayor repetitividad en los ejercicios, incrementar el tiempo de terapias, seguimiento de la mejora del paciente al registrar los datos de cada sesión, movimientos más controlados, etc.

### **1.2.9 Alcance.**

- El alcance del proyecto es el diseño y construcción de un exoesqueleto robótico de miembro superior de 3 GDL.

- El exoesqueleto será probado al menos con dos pacientes sanos, realizando movimientos individuales y combinados para evaluar el ahorro en el consumo de energía.
- Se aplicará la técnica de identificación algebraica para identificar perturbaciones a las que está sometido el exoesqueleto y así aplicar las fuerzas o torques requeridas para lograr el objetivo de movimientos deseados.
- Se realizará análisis cinemático y dinámico utilizando un prototipo virtual del exoesqueleto.
- Se realizarán dos artículos de revista indizados en JCR y dos artículos de congreso.

### 1.3 Conclusiones.

Para emular la dinámica humana por un exoesqueleto robótico aún falta mucho para lograrlo. Por eso cada día se investiga, se leen artículos, se redactan artículos, se dibujan bocetos, se destruyen ideas erróneas, se modifican ideas funcionales, se rehacen diseños y sobre todo se encuentran cambios que permiten acrecentar el conocimiento para el desarrollo de los exoesqueletos.

Disminuir el peso y lo voluminosos que son es una tarea que a muchos investigadores tiene ocupados. Para esto se requieren mecanismos que puedan proporcionar los pares requeridos y sean de bajo peso. Un elemento importante es el actuador principal, que por su naturaleza de fabricación proporciona el mayor peso al exoesqueleto robótico (motores o actuadores eléctricos y neumáticos). Aunque en este caso de estudio no se contempla un nuevo diseño de ambos, si se idea el moverlos a un punto donde el peso sea cargado por la parte corporal más resistente al esfuerzo.

El uso de cables es una idea que casi no se ha explotado, debido a que es más fácil colocar el motor en la posición de la articulación, que moverlo a un punto más adecuado, lo que genera se deban idear mecanismo para ayudar a que los pares inerciales sean menores.

Se propone un diseño de 3 grados de libertad, que de acuerdo a la lectura de los artículos y libros, son suficientes para permitir una rehabilitación inicial para una persona que ha experimentado un Accidente Cerebro Vascular. La terapia que proporcionará permitirá crear nuevos caminos para una pronta recuperación, es importante que: debido a que no existe un ACV igual a otro, la rehabilitación no es igual en cada caso y no se puede crear un exoesqueleto diferente; por lo tanto, se generalizan a ciertos movimientos básicos. Además este diseño permite usar el mínimo de sensores.

Se propone que se usen cables para disminuir el esfuerzo para romper el estado inercial del exoesqueleto al iniciar el movimiento.

La inteligencia es un accidente de la evolución,  
y no necesariamente una ventaja.  
Isaac Asimov.





# Capítulo 2

## Marco teórico.

En este capítulo se abordan temas relacionados la metodología de diseño. Se presentan los planos anatómicos para realizar análisis de movimientos mediante diferentes técnicas existentes. Se describe la biomecánica del brazo y su comportamiento, así como los parámetros antropomórficos que definen los movimientos. Además una descripción rápida de los accidentes cerebro-vasculares.



## 2.1 Metodología del diseño.

La metodología Blitz pertenece a la Norma ISO Kaizen-Blitz, está enfocado en el concepto de la mejora continua, que pretende desarrollar mejores productos, servicios y procesos. Esta metodología se aplica en diversas empresas y en el diseño de productos [59]. Al mejorar la calidad y la eficiencia, se puede satisfacer de forma rápida el ciclo de planificar, hacer, verificar y actuar (PDCA; por sus siglas en ingles Plan, Do, Check and Act) (ver Figura 2.1).

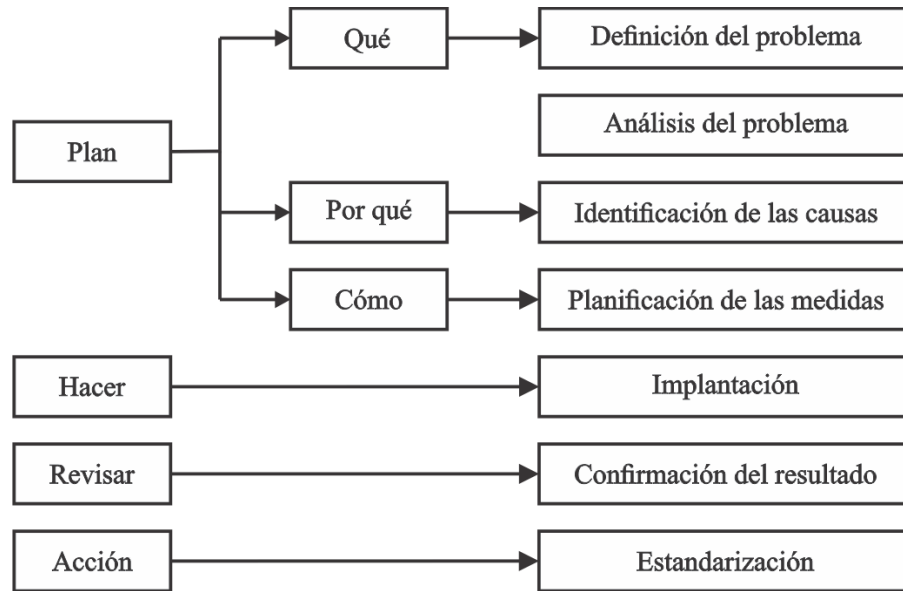


Figura 2.1. El ciclo PDCA para el diseño [59].

En la Figura 2.1 se muestran los pasos que se pueden aplicar al diseño, de forma rápida. El plan busca las actividades susceptibles a mejorar y se establecen los objetivos a mejorar. En el hacer se realizan los cambios para implementar la propuesta. Se verifica mediante diversos medios como software, y analíticamente, así como su construcción para observar si cumple las expectativas iniciales a los objetivos esperados. Al finalizar se revisan, estudian los resultados y se comparan con el desarrollo adecuado de las actividades y se estandarizan los elementos. Por lo que, esta metodología se utilizará para el desarrollo del exoesqueleto de extremidades superiores.

## 2.2 Análisis de movimiento.

Los movimientos realizados por el cuerpo humano son combinaciones complejas que involucran diferentes articulaciones a la vez, para cualquier movimiento se ponen en juego los tres sistemas: esquelético, articular y muscular. Las articulaciones unen los segmentos corporales por medio de los ligamentos, huesos, músculos y tendones, donde la combinación de los sistemas permiten soportar cargas, realizar movimientos, amortiguar impactos y producir fuerzas [60].

A partir de los planos anatómicos (ver Figura 2.2) se establecen dos tipos de estudios, el análisis de movimiento y la biomecánica de las extremidades superiores. El uso de los planos permite dar una referencia de la posición del cuerpo humano; sin embargo, se puede apreciar, que no necesariamente se utiliza el centro de masa<sup>4</sup> corporal como base inicial; sino que dependiendo de dónde se realizará el análisis de movimiento se traslada la referencia [61].

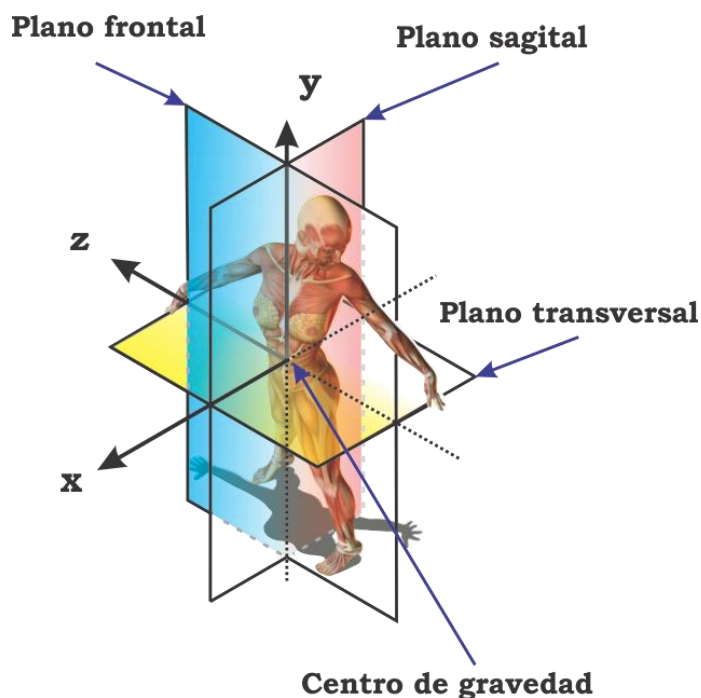


Figura 2.2. Planos anatómicos [61].

Los estudios iniciales del movimiento humano fueron realizados por Aristóteles, el cual describió las acciones de los músculos a través de un análisis geométrico, el cual permitió estudiar la rotación y traslación de los cuerpos [21].

En el siglo XIX, el desarrollo de la fotografía permitió que investigadores implementaran técnicas para el análisis de movimiento. Una fue basada en la sucesión de fotos, con el cual fue posible analizar los movimientos de los miembros inferiores y en consecuencia de los miembros superiores durante el proceso de marcha. Braune y Fischer utilizaron la fotografía para cálculos como velocidad y aceleración de los segmentos corporales [26][27]. Muybridge realizó el primer estudio del movimiento empleando técnicas de fotografía crono-cíclica para analizar la marcha [26]. Los sistemas biológicos (humanos) tienen grandes capacidades, que alcanzaron la perfección en sus funciones especializadas a través de largos procesos evolutivos. Los avances en la evaluación biomecánica en los últimos 20 años han sido considerables [64][65], ya que los investigadores en los campos de la biomecánica, la medicina, los deportes y la rehabilitación estudian la locomoción humana para evaluar las fuerzas y los momentos conjuntos que controlan el movimiento y la postura [32]–[34].

<sup>4</sup> Centro de masa, referencia: [109]

Tales estudios son fundamentales para comprender la mecánica del movimiento normal y patológico, para el diagnóstico y tratamiento de pacientes con deficiencias motoras [6][26]. Muchos de estos sistemas son posibles de emular mediante dispositivos "inteligentes" que pueden utilizarse para fines industriales, científicos y médicos, por ejemplo: máquinas de caminar, prótesis/dispositivos órticos/exoesqueletos robóticos, ayudas para mejorar la destreza manual y la capacidad sensorial del ser humano, sistemas para extensión segura del dominio humano en ambientes inalcanzables y peligrosos [64].

El estudio de la locomoción humana puede describirse como la interdisciplinariedad que describe, analiza, y evalúa el movimiento humano. El estudio de la biomecánica aplicada a la fisiología analiza la mecánica de los fluidos, así como la relación de la inervación muscular en cuanto a la coordinación de movimientos y las implicaciones de los procesos fisiológicos del cuerpo sobre las habilidades motoras. La biomecánica ortopédica es para el estudio mecánico de huesos, cartílagos, tendones y articulaciones con la finalidad de implantar y adaptar prótesis [60]. Además, uno de los objetivos de la biomecánica es obtener modelos matemáticos para las propiedades dinámicas del esqueleto, así como para las funciones electroquímicas y fisiológicas de las células [67].

### **2.3 Conceptos fundamentales de anatomía y antropometría.**

La estructura humana puede verse de forma macroscópica, típicamente cuando se emplea por sí mismo, el término que se utiliza es anatomía [68]. Existen tres métodos principales para el estudio de la anatomía: el regional, por sistemas y clínica o aplicada, esto debido a la organización corporal, objetivos y prioridades de estudio [16]. La anatomía constituye la base de la práctica de la medicina, lleva al médico a la comprensión de la enfermedad del paciente al realizar una exploración física o, al utilizar técnicas de obtención de imágenes [68].

#### **2.3.1 Anatomía.**

La anatomía regional (anatomía topográfica) es la que considera la organización del cuerpo humano en función de sus partes o segmentos principales (ver Figura 2.3), un cuerpo principal, que se compone de la cabeza, el cuello y el tronco (subdividido en tórax, abdomen, dorso y pelvis/periné), y las parejas de miembros superiores e inferiores. Todas las partes principales pueden subdividirse en áreas y regiones.



Figura 2.3. Principales regiones del cuerpo y del miembro superior [17]. Descripción de la anatomía en relación con la posición anatómica de referencia.

### 2.3.2 El sistema esquelético.

El esqueleto es el resultado de dos procesos, el filogenético que ha actuado a través de la evolución y el ontogenético que se relaciona con respecto al estilo de vida actual. Es verdad que las actividades previas producen cambios en nuestra estructura ósea, esto produce que se desarrollen características físicas como densidad, orientación de las trabéculas<sup>5</sup>, tamaño de momentos para los músculos los cuales requieren relativamente menos masa, tamaño de los huesos y músculos e incluso formaciones diferentes a lo cotidiano [19].

Existe una interacción para coordinar los segmentos que intervienen y realizan un movimiento suave y eficiente a la distancia o posición del trabajo requerido. La eficiencia radica en la función de la mano, que resulta en gran medida de la habilidad para situarla en la posición más adecuada, mediante movimientos de las articulaciones escapulo-torácica, gleno-humeral, del codo, radio-cubital y del carpo [16], [68]. Las articulaciones del miembro superior (ver Figura 2.4) interaccionan de forma sincronizada para coordinar los segmentos participantes en la realización de movimientos suaves y eficientes a la distancia o en la posición más operativas necesarias para una tarea en concreto.

<sup>5</sup> *Trabécula*. Cada una de las pequeñas prolongaciones óseas entrecruzadas que forman una malla ósea y que limitan, compartimentando, las cavidades medulares del tejido esponjoso. (Diccionario Clínica Universidad de Navarra)



Figura 2.4. Segmentos y huesos del miembro superior. Las articulaciones dividen el esqueleto apendicular superior, y por tanto el propio miembro, en cuatro segmentos principales: hombro, brazo, antebrazo y mano [16], [68].

### 2.3.3 Antropometría.

La antropometría<sup>6</sup> ha sido definida por Ross y Kerr en 1993 como la especialidad que aplica métodos para la medición del tamaño, la forma, las proporciones, la composición, la maduración y la función motora grosera<sup>7</sup> de la estructura corporal [69]. Se ha convertido en el método más práctico para la determinación de los componentes anatómicos de cuerpo humano [70]. Los componentes morfoestructurales (grasa, músculo, tejido y óseo) se relacionan con el desempeño de las diferentes actividades a las que realiza cada individuo, ya que de acuerdo a esto, la distribución de los componentes para el desarrollo de cada actividad es muy específico [71].

Es considerada una disciplina básica para la solución de problemas relacionados con el crecimiento, el desarrollo, el ejercicio, la nutrición y la performance, que constituye un eslabón cuantitativo entre estructura y función, o una interface entre anatomía, fisiología y performance. En la Tabla se describe la estructura morfológica del individuo, en su desarrollo longitudinal, y

<sup>6</sup> *Antropometría*. Proviene del griego “άνθρωπος” que significa hombre, humano; y de “μέτρον” que significa medida, por tanto antropometría significa “medida del hombre”.

<sup>7</sup> *Función motora grosera*. Se refiere a las actividades que requieren usar los músculos grandes de los brazos, piernas y torso. Esas habilidades incluyen caminar, correr y saltar, entre otras.

las modificaciones provocadas por el crecimiento y por el entrenamiento [69].

Tabla III. Descripción de la estructura morfológica del humano [69].

Identificación de la cineantropometría	Especificación	Aplicación	Relevancia
Medición del cuerpo humano, en relación con la función y el movimiento.	Comprende el estudio del ser humano en cuanto a: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Tamaño.</li> <li>• Forma.</li> <li>• Proporciones.</li> <li>• Composición.</li> </ul>	Para colaborar en la función de: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Crecimiento.</li> <li>• Nutrición</li> <li>• Ejercicio.</li> <li>• Performance.</li> </ul>	Con las implicaciones para: <ul style="list-style-type: none"> <li>• Medicina.</li> <li>• Educación física</li> <li>• Deportes.</li> <li>• Actividades.</li> <li>• Trabajos.</li> <li>• Genética.</li> </ul>

El conocimiento de los parámetros antropométricos del cuerpo humano es esencial para entender la cinemática humana, y particularmente para el diseño y pruebas de sistemas de protección. Considerando información viable de tamaño, peso y centro de masa en el cuerpo, momentos de inercia, orientación y también en cada segmento [18][66]. En la Tabla IV, se puede ver el porcentaje de peso.

Otra parte importante de la antropometría es que permite calcular la masa y la posición del centro de masa de cada segmento del cuerpo. De esta manera es posible realizar cálculos estáticos o dinámicos con mayor precisión. Es de gran utilidad en la ergonomía, donde se emplean datos estadísticos sobre la distribución de medidas corporales de la población para optimizar productos o procesos.

Tabla IV. Porcentajes de distintas partes del cuerpo de acuerdo a la masa [18][66].

Porcentaje de peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo		
Parte del cuerpo	Porcentaje % [18]	Porcentaje % [66]
Tronco sin miembros	50	---
Mano	0,7	0.6
Antebrazo con la mano	2,3	---
Antebrazo sin la mano	1,6	1.6
Parte superior del brazo	2,7	2.7
Brazo completo	5	---
Pie	1,5	1.4
Parte inferior de la pierna con el pie	5,9	---



Tabla IV. Continuación...

<b>Porcentaje de peso corporal correspondiente a partes específicas del cuerpo</b>		
<i>Parte del cuerpo</i>	<i>Porcentaje % [18]</i>	<i>Porcentaje % [66]</i>
Parte inferior de la pierna sin el pie	4,4	4.5
Muslo	10,1	9.7
Pierna completa	16	15.6

El concepto de Centro de Masa (CM) a menudo es confundido con el de Centro de Gravedad (CG). Si bien, en muchos casos se pueden usar de manera indiferente, existe una diferencia esencial en el concepto de ambos. El CM se define como la posición promedio de todas las partículas de masa que forman el cuerpo (ver Figura 2.5.). El CG por su parte, se define como un punto fijo de un segmento corporal, donde actúa la fuerza resultante de la atracción de la gravedad [67]. Estos dos centros coinciden únicamente en campos gravitacionales uniformes, como lo es el cuerpo humano en la tierra. Por tanto, se puede decir que  $CM=CG$ .

El CG se utiliza para simplificar el análisis de movimiento y de las fuerzas que se aplican sobre un cuerpo. Conocer dónde se encuentra el CG permite:

- Analizar diferentes posiciones de equilibrio.
- Describir la trayectoria en saltos, ya que su trayectoria no puede ser modificada una vez que se pierde contacto con el suelo, aunque se muevan los segmentos.
- Conocer el lugar en torno al que se producen los giros en el aire, ya que cualquier cuerpo en el aire gira en torno a su CG.
- Describir trayectorias de desplazamientos de jugadores en deportes de cancha. El CG es un punto característico del cuerpo y se puede utilizar como resumen del deportista para analizar por dónde se mueve en el terreno de juego.

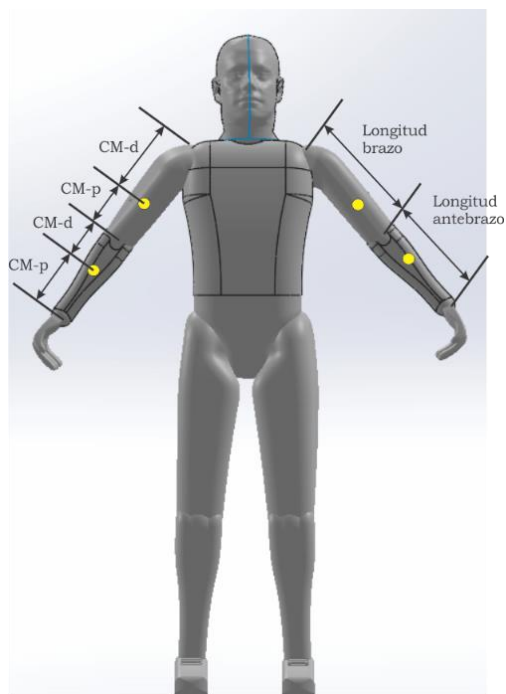


Figura 2.5. Ubicación del Centro de Masa de cada segmento de la extremidad superior.

Para hallar el CM de un segmento, se multiplica su longitud por el % indicado en la Tabla V. En la Tabla V se muestran algunos otros parámetros inerciales de diversos segmentos del cuerpo humano, respecto al CG, los cuales, como ya se mencionó con anterioridad, son imprescindibles para el análisis biomecánico, ya que van a permitir obtener algunas variables consideradas básicas en cualquier análisis cuantitativo del movimiento.

Tabla V. Propiedades inerciales de algunos segmentos corporales

Segmento	% distancia del CG.		% ubicación radio de giro cuando el segmento gira respecto a...		
	proximal	distal	CG	proximal	Distal
Mano	50.6	49.4	49.7	58.7	57.7
Antebrazo	43.0	57.0	30.3	52.6	64.7
Brazo	43.6	56.4	32.2	54.2	64.5
Pie	50.0	50.0	47.5	69.0	69.0
Pierna	43.3	56.7	30.2	52.8	64.3
Muslo	43.3	56.7	32.3	54.0	65.3

## 2.4 Biomecánica<sup>8</sup> de la extremidad superior.

Las mHMIs (Mechanical Human-Machine Interfaces) son mecanismos que se acoplan al brazo humano y a la estructura del exoesqueleto, y permite la transmisión de fuerzas entre ambos [14]. Se han diseñado durante la última década; su diseño es complicado ya que se trata de emular las dinámicas de movimiento para mejorar la eficiencia de la función de la mano, que resulta en gran medida de la habilidad para situarla en la posición más adecuada mediante movimientos de las articulaciones escapulo-torácica, glenohumeral, humero-radial, humeral-cubital, radio-cubital y radio-carpiana[16] (ver Figura 2.6). Además, el estudio integral de la biomecánica del miembro superior sigue siendo objeto de estudio.

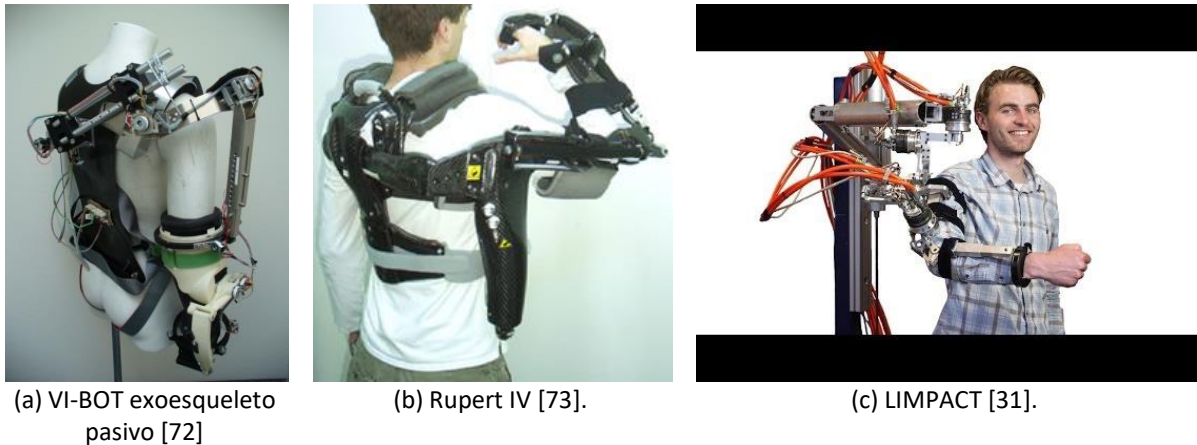


Figura 2.6. Brazos robóticos para observar diferentes mHMIs.

Dentro de los mecanismos policéntricos<sup>9</sup> la estabilidad es de suma importancia ya que para que exista un movimiento estable en los diversos gdl que se permiten de acuerdo al diseño, como muñeca: flexión/extensión; antebrazo: pronación/supinación, además estos mecanismos provocan un cambio de velocidad en los movimientos y fuerzas. Por otro lado, las diferentes configuraciones de los mecanismos utilizados en cada diseño [12][74][75][76][32], etc., limitan rango de movimientos, velocidad de reacción y, en la mayoría de los casos aumenta el torque requerido para generar los movimientos deseados.

<sup>8</sup> “BIOMECÁNICA (UNESCO) (International Council for Sports and Physical Education, 1971). Es la mecánica del sistema vivo. Comprende el conocimiento del papel que desempeñan las fuerzas mecánicas que producen los movimientos, su soporte anatómico, iniciación neuronal, control integrado, percepción, así como su diseño central.”

“BIOMECÁNICA (ANSI) (Asociación Americana de Ingeniería Mecánica, 1972). Estudio del cuerpo humano como un sistema bajo dos conjuntos de leyes: las leyes de la mecánica newtoniana y las leyes biológicas.”

<sup>9</sup> Mecanismo Policéntricos: Consiste en pares articulados anterior y posterior, superior e inferior unidos entre sí, En términos mecánicos la suma del potencial de las rotaciones policéntricas determinará un centro instantáneo de rotación peculiar a cada mecanismo en cuestión. La estabilidad en mecanismos policéntricos es determinada por la distancia del centro instantáneo de rotación al eslabón fijo. Entre más grande la distancia, más grande será el grado de inestabilidad del mecanismo. La distancia que hay desde el centro instantáneo de rotación a la línea de conexión determina la cantidad de control que el usuario tiene sobre la articulación a esto se le llama estabilidad.

La detección de movimientos de las extremidades superiores con fines de control para exoesqueletos atrajo atención de la investigación. Donde la mayoría de las actividades en la vida diaria necesitan coordinación del complejo hombro-brazo- mano [77]. Los exoesqueletos además pueden aplicar fuerzas distribuidas en las extremidades [78], lo que hace que se tenga un gran potencial de investigación y desarrollo en el área de la rehabilitación.

El sistema motriz del humano es mayormente redundante, y en particular la extremidad superior [78], por eso el estudio de la biomecánica como la anatomía humana dan una guía para desarrollar la descripción cuantitativa [79] y la sinergia del movimiento del brazo humano. Además para identificar movimientos y reconocimiento, han sido utilizadas señales electromiográficas<sup>1</sup> o mioseñales (EMG), ya que estas señales pueden reflejar las intenciones del movimiento [80].

La biomecánica del hombro tiene gran capacidad de movimiento en todas direcciones (ver Figura 2.7) [81]. Los principales movimientos con sus límites en condiciones normales:

- *Flexión*. Se realiza elevando el brazo hacia delante. Su amplitud es de  $0^\circ$  a  $180^\circ$ .
- *Extensión*. Movimiento contrario al anterior. Amplitud de  $0^\circ$  a  $50^\circ$ .
- *Abducción o separación*. Se realiza desplazando el brazo hacia afuera, su amplitud es de  $0^\circ$  a  $90^\circ$ .
- *Aducción o aproximación*. Es el movimiento contrario al anterior y tiene igual amplitud.
- *Rotación interna*. Este movimiento puede ejecutarse llevando la mano hacia dentro con el codo en flexión de  $90^\circ$ .
- *Rotación externa*. Inverso al anterior, se realiza llevando la mano hacia afuera con el codo en flexión de  $90^\circ$ .

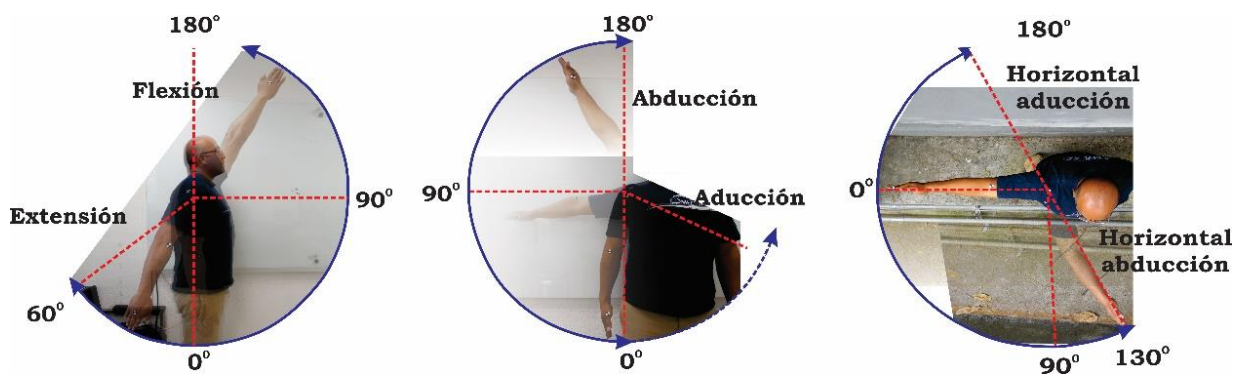


Figura 2.7. Biomecánica del hombro.

Las características que se mencionan en [32], tales como masa, momento de inercia y las longitudes de los diferentes segmentos son de suma importancia ya que estas afectan a los gdl de rotación, en el caso del hombro tiene 5 gdl, además que posee gdl de traslación.

La biomecánica del antebrazo (ver Figura 2.8) realiza diversos movimientos como se muestra en [43], estos movimientos son:

1. Extensión. Alinea antebrazo y brazo. Amplitud de 0 a 5°.
2. Flexión. Aproxima el antebrazo al hombro. Amplitud de 0 a 150°.
3. Supinación. Gira antebrazo en sentido contrario a las manecillas del reloj. Amplitud hasta 90°.
4. Pronación. Gira antebrazo en sentido a las manecillas del reloj. Amplitud hasta 60°.

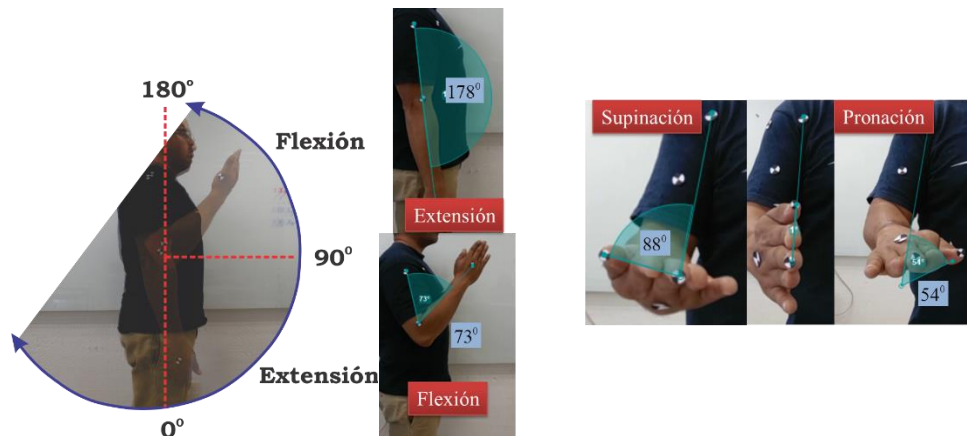


Figura 2.8. Biomecánica del antebrazo.

Los movimientos que la articulación del carpo (ver Figura 2.9) puede realizar, sus movimientos son:

1. Flexión. La articulación mediocarpiana completa el 60% del rango total de movimiento. El otro 40% corresponde a la articulación formada por radio-escafoides-semilunar. Amplitud de 10-15°.
2. Extensión. La articulación radiocarpiana que completa el 66% del rango. El resto (33%) es para la articulación mediocarpiana.
3. Desviación radial-ulnar.

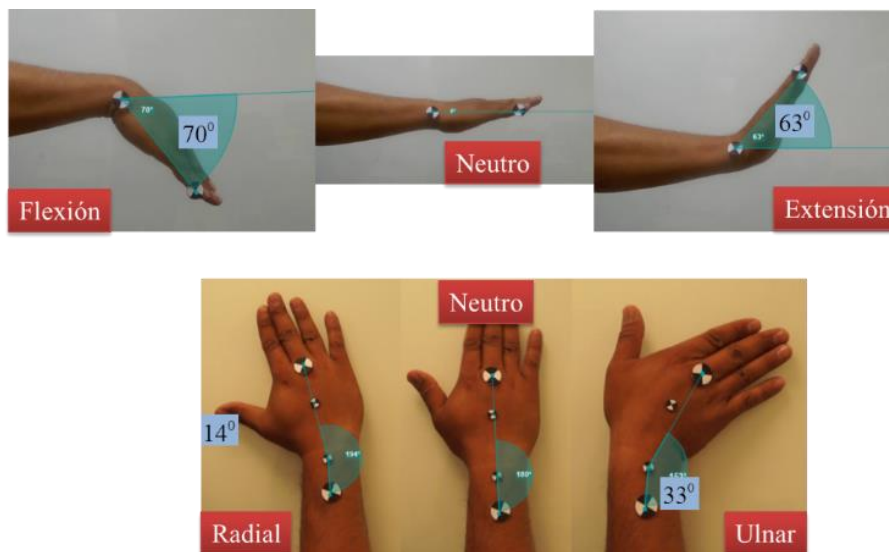


Figura 2.9. Biomecánica del antebrazo

Resumiendo, en la Tabla VI se presentan los ángulos de la biomecánica de la extremidad superior. Los gdl considerados en la tabla son superiores a los descritos anteriormente, ya que solo esos son considerados para el exoR. Y en la Tabla VIII, se observan las capacidades de par que pueden ejercerse para cada grado de libertad, considerando peso de cada segmento.

Tabla VI. Rangos de movimiento de la extremidad superior [82].

Movimiento	Ángulo de trabajo	Movimiento	Ángulo de trabajo
Flexión carpo	75	Flexión hombro	180°
Extensión carpo	65°	Extensión hombro	50°
Desvío ulnar	30°	Aducción hombro	48°
Desvío radial	20°	Abducción hombro	134°
		Rotación interna	34°
Flexión codo	135°	Rotación externa	142
Extensión codo	0°	Circunducción	360°
Supinación del antebrazo	90°		
Pronación del antebrazo	90	Retracción escápula	°
		Protracción escápula	°

Tabla VII. Pares máximos que puede ejercer el miembro superior para cada uno de sus principales grados de libertad [83].

Articulación	Par (Nm)	Articulación	Par (Nm)
Hombro:		Carpó	
Flexión/extensión	110	Flexión/extensión	19.8
Aducción/abducción	125	Radial/ulnar	20.8
Codo			
Flexión/extensión	72.5		
Pronación/supinación	9.1		

## 2.5 Análisis de movimientos de la extremidad superior.

La detección de la intención de movimiento en las extremidades superiores con fines de control de una órtesis<sup>10</sup> ha sido de gran interés por investigadores, por lo que ha crecido el número de investigaciones. En la mayoría de los estudios, las grabaciones de las actividades de los músculos del antebrazo se usaron como fuentes de señal, de las cuales se detectaron la intención de movimientos de la muñeca y de la mano utilizando la tecnología de reconocimiento de patrones. Sin embargo, la mayoría de las actividades de los miembros superiores de la vida diaria necesitan coordinación del complejo del hombro-brazo-mano. La desventaja de confiar únicamente en la información local para reconocer un movimiento coordinado del cuerpo en conjunto hace que el reconocimiento del patrón sea difícil que, por lo que los movimientos continuos constantes y fiables no se podrían realizar.

Es de vital importancia conocer la cinemática y la dinámica del brazo humano durante actividades comunes para determinar las especificaciones técnicas para el diseño del exoesqueleto [84]. Debe tomarse en cuenta la cinemática directa, cinemática inversa, el modelo dinámico, saber los movimientos pasivos y activos, análisis de materiales, actuadores a usar, portabilidad del exoesqueleto, bus de datos, grados de libertad, datos de lesiones, datos de tratamiento a lesiones, etc. El brazo humano posee una estructura mecánica extremadamente complicada. Está compuesto por un sistema esquelético con varios huesos, tendones y músculos. Forman diferentes combinaciones de cadenas cinemáticas en serie y paralelas y cada unión en el sistema puede poseer más de un grado de libertad. Los movimientos de las juntas están interrelacionados mecánicamente a través de la operación de muchos actuadores que accionan la misma articulación y los actuadores que impulsan más juntas simultáneamente [85].

<sup>10</sup> Órtesis. según definición de la Organización Internacional de Normalización (ISO), es un apoyo u otro dispositivo externo (aparato) aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuromusculoesquelético.

La extremidad superior se considera un mecanismo robot en serie, esto porque tiene articulaciones una después de otra, no por los tipos de movimientos, estos pueden ser aleatorios casi en su totalidad [86]. Las articulaciones anatómicas (ver Figura 2.10a) se pueden modelar mediante el uso de símbolos como revoluta, articulación universal y articulaciones esféricas (ver Figura 2.10b), las cuales se pueden modelar como una articulación esférica para la articulación glenohumeral, una articulación de giro para la húmero-cubital, una articulación cilíndrica para la radio-cubital, y una junta universal para el carpo.

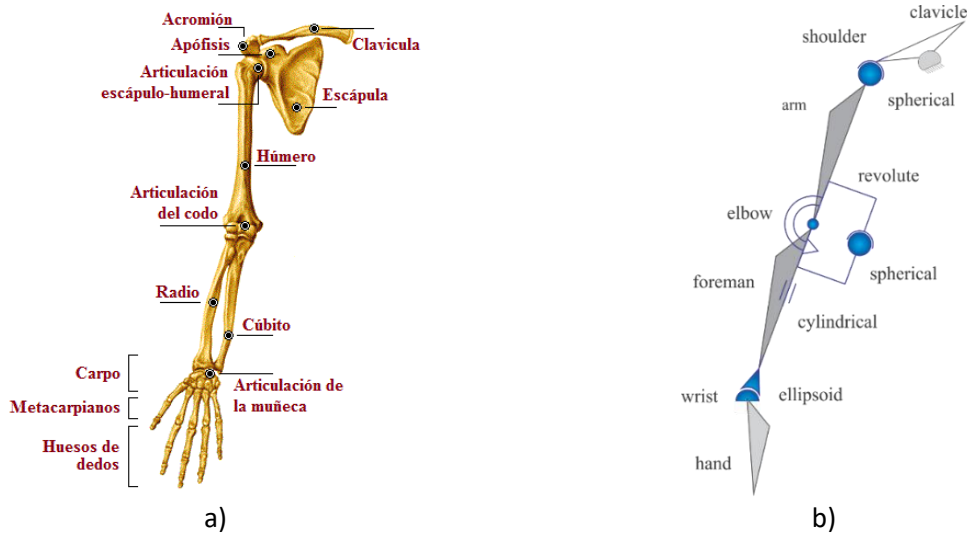


Figura 2.10. Articulaciones, y huesos de la extremidad superior [86] y su modelo.

Para conocer cómo aplicar fuerza/carga sobre el brazo, el exoR debe diseñarse a partir de consideraciones biomecánicas y fisiológicas del miembro superior [87]:

- Presión máxima que puede ser aplicada al cuerpo; las fuerzas sobre los tejidos del brazo deben mantenerse en límites aceptables. Los límites de tolerancia respecto a la presión aplicada en diferentes áreas (ver Figura 2.11) está dividida de la siguiente manera:
  1. Área de baja tolerancia: cerca de  $450 \text{ kN/m}^2$ .
  2. Área de tolerancia media: entre los límites bajo y alto.
  3. Área de alta tolerancia: cerca de  $950 \text{ kN/m}^2$ .
- Las restricciones del brazo con el fin de conservar la actividad normal para no comprometer las articulaciones.
- Las mHMI's deben tener un confort óptimo.



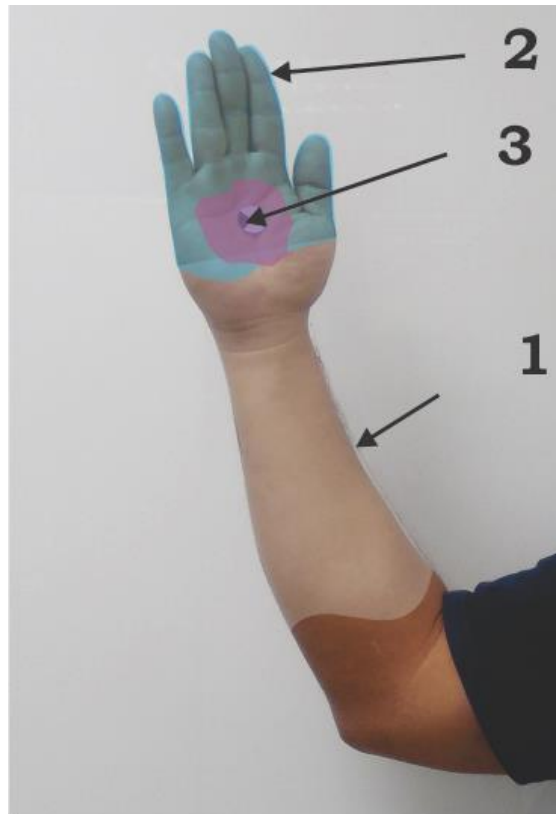


Figura 2.11. Diversas áreas de la extremidad a la presión [87]. 1) Área de baja tolerancia, 2) área de tolerancia media, 3) área de alta tolerancia.

Los trabajos de análisis de la cinemática y dinámica de la extremidad superior, reportados en la literatura, muestran patrones respecto a los gdl estándar, descritos por las articulaciones. Estos patrones son utilizados para realizar el análisis para diferentes exoR, de acuerdo a la necesidad requerida.

## 2.6 Accidente cerebro vascular.

Una enfermedad cerebro-vascular es aquella que afecta a los vasos sanguíneos que suministran sangre al cerebro. Se denomina Accidente Cerebro Vascular, embolia o trombosis. Un ACV ocurre cuando un vaso sanguíneo que lleva sangre al cerebro se rompe o es taponado por un coágulo u otra partícula (ver Figura 2.12). Debido a esta ruptura o bloqueo, parte del cerebro no consigue el flujo de sangre que necesita, provocando que las células nerviosas de áreas del cerebro afectado no reciban oxígeno, por lo que no pueden funcionar y mueren transcurridos unos minutos.

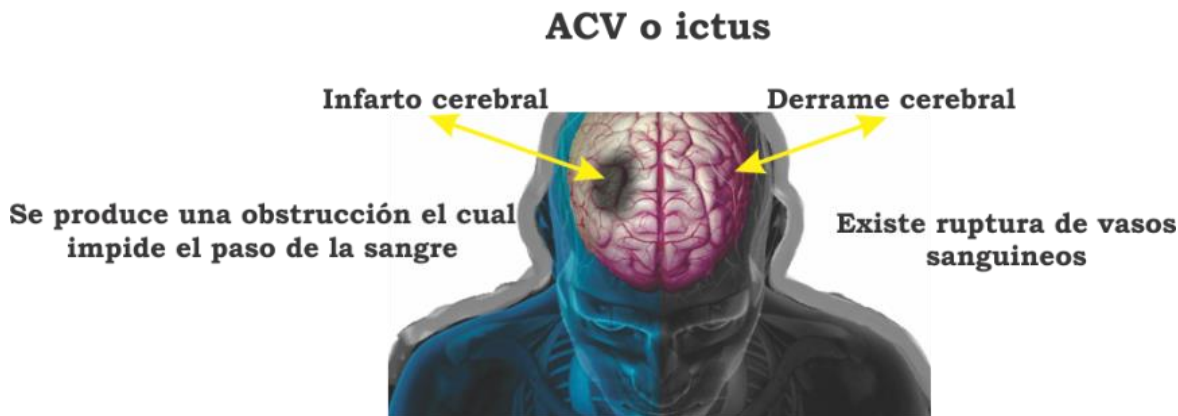


Figura 2.12. Accidente Cerebro Vascular.

Muchos de los factores que pueden aumentar las posibilidades de padecer riesgo no se pueden controlar (la edad, la historia clínica familiar, la raza o el sexo). Sin embargo, la mayor parte de los factores<sup>11</sup> que aumentan el riesgo pueden ser cambiados, tratados o modificados.

Ya que aproximadamente dos tercios de estas personas que sufren un ACV sobreviven y requieren rehabilitación. Los objetivos de la rehabilitación son ayudar a los sobrevivientes a ser lo más independientes posible y a lograr una mejor calidad de vida. Aun cuando la rehabilitación no cura la apoplejía ya que no revierte el daño cerebral, la rehabilitación puede ayudar sustancialmente a las personas a lograr los mejores resultados posibles a largo plazo. No existen dos lesiones iguales, por lo que el reto de desarrollar un sistema robotizado de rehabilitación que pueda adaptarse a cada caso es bastante alto. El diseño requiere entonces que sean tomadas en cuenta las diferencias anatómicas de cada individuo, incluyendo las relacionadas al sexo y edad del paciente, así como a la particularidad de su lesión [33].

Diversas propuestas existen para ayudar a las personas afectadas como la propuesta por la *Food and Drug Administration* (FDA), que presenta el Activador Tisular del Plasminógeno (tPA) (alteplasa o activase) (ver Figura 2.13) [88]. Otros investigadores solo recomiendan rehabilitación por terapia física, la cual dejan muchos por falta de ayuda o por la lentitud de la recuperación. Otros proponen la utilización de mecanismos externos llamados exoesqueletos robóticos, estos son dispositivos biomédicos diseñados para rehabilitar o de asistencia para mejorar las partes lesionadas del cuerpo [19]. El exoesqueleto robótico no solo debe ayudar a la rehabilitación de músculos y articulaciones, sino llegado el momento debe ser de apoyo para el movimiento de la parte afectada, debe de emular la biomecánica de las articulaciones durante los desplazamientos [79].

La manipulación de estos sistemas, se realiza mediante estrategias de control automático, y se debe identificar cuáles son las adecuadas para cada exoesqueleto. A continuación se muestra su aplicación y operación [10][14][15].

<sup>11</sup> Factores que aumentan un ACV. Ver Anexo I

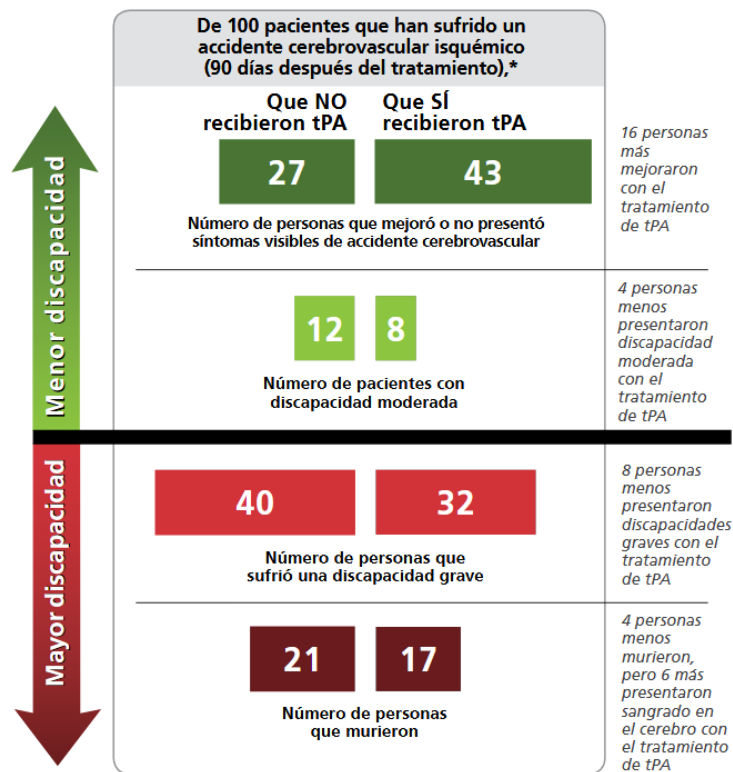


Figura 2.13. Beneficios y riesgos del tratamiento con tPA para accidentes cerebrovasculares [88].

## 2.7 Control de exoesqueletos robóticos.

Un exoesqueleto dependiendo de su aplicación puede requerir diferente estrategia de control para lograr el objetivo de operación [10][14][15]:

1. Fisioterapia. Los pacientes utilizan el exoesqueleto de tal forma que pueden realizar trabajos en su vida diaria o para terapia física ya sea de modo activo o pasivo.
2. Dispositivo de asistencia (amplificador humano). El operador maneja cargas en una escala reducida, el exoesqueleto carga la mayor cantidad de peso.
3. Dispositivo háptico. El sujeto interactúa con objetos virtuales mientras que las fuerzas generadas por la interacción de retroalimentación del usuario a través del exoesqueleto como forma de transporte, texturas u otras características de objetos virtuales.
4. Dispositivos maestros. Reemplazando el ambiente virtual con un control real, el operador utiliza el control para controlar un sistema robótico en un modo de tele-operación (maestro/esclavo), en donde el exoesqueleto refleja las fuerzas generadas que regresan al usuario, como un robot esclavo interactúa con el ambiente.

Es importante tomar en cuenta qué tipo de controlador debe utilizarse en el exoesqueleto [15] (ver Figura 2.14.), ya que dependiendo de la clasificación se pueden tener señales del tipo biológicas (mioseñales) las cuales provienen de médula espinal y cerebro, o del tipo no

biológicas que son generadas mediante modelos matemáticos, curvas características, trayectorias, predicciones, etc. (ver Figura 2.15).

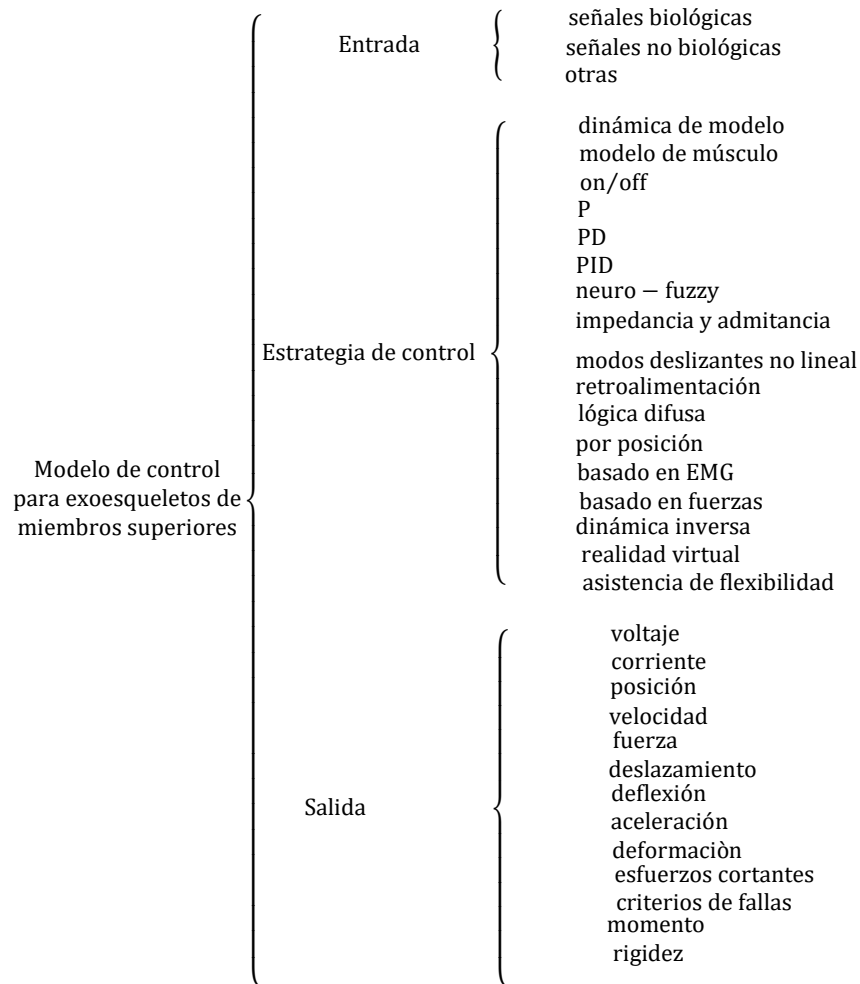


Figura 2.14. Clasificación por metodologías de control para exoesqueletos de miembros superiores.

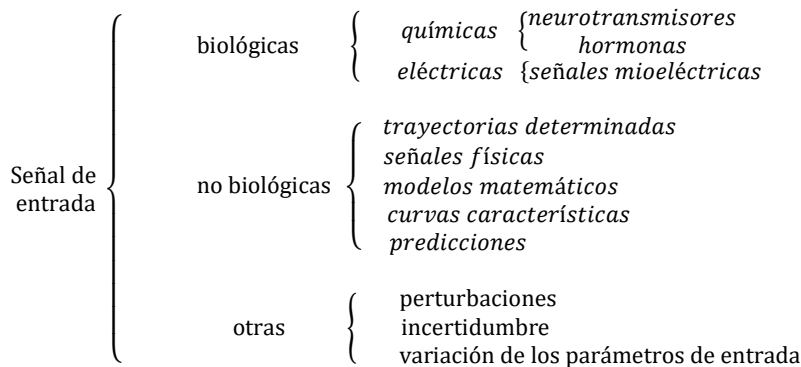


Figura 2.15. Clasificación de señales de entrada a un exoesqueleto robótico.

La extremidad del exoesqueleto debe ser una réplica cinemática del brazo del usuario, al ser usado, se debe de ajustar el centro-conjunto para la rotación del hombro y ejes de pronación del antebrazo al igual que con la flexión del carpo, si no está bien diseñado los movimientos serán prácticamente imposibles [12]. La secuencia de diseño de los ejes de articulación requiere juntas rotativas que coincidan con los ejes de rotación de los hombros, codo, antebrazo y carpo.

Un exoesqueleto debe estar diseñado para operar de dos modos operativos: pasivo y activo. Si un exoesqueleto robótico se comanda por medio de un controlador para mover las articulaciones que actúen en trayectorias definidas, se trata de un modo de operación pasivo. En cambio si el sistema registra las señales de electromiografías (EMG) y variables cinemáticas provenientes de sensores como acelerómetros, de fuerza, giroscopios, sensores inerciales, para determinar un comando de intencionalidad de movimiento que se envía al controlador del exoesqueleto robótico que asiste activamente en el movimiento del brazo [89], se trata de un modo de operación activo.

## 2.8 Control proporcional integral generalizado GPI Robusto.

El control Proporcional Integral Generalizado (GPI por sus siglas en inglés), utiliza el modelo simplificado del sistema y rechaza las dinámicas no modeladas (una característica de robustez), perturbaciones de carácter internas o externas al sistema. El control GPI se diseña en el marco del rechazo activo de perturbaciones, en el cual los controladores GPI incluyen un modelo polinomial en el tiempo de las perturbaciones dependientes del estado de aquellas perturbaciones de carácter externo que no tienen una estructura especial [90]. Esta técnica está basada en la idea de evitar el diseño de observadores utilizando reconstructores integrales (cadena de integradores) como estimadores de las variables de estado no medidas. Una de las características atractivas del GPI radica en el hecho de que se basa sólo en mediciones de entradas, salidas y combinaciones lineales de un número finito de integraciones de las mismas despreciando cualquier condición inicial desconocida. El objetivo del control es lograr la eliminación de perturbaciones aditivas que afecten el sistema.

El controlador GPI tiene como base fundamental el reconstructor integral. En esta sección, se establecen los fundamentos a través de los cuales se justifica el desarrollo del controlador GPI [91]. Se consideran sistemas lineales inestables cuando su modelo es de la forma de la ecuación (2.1).

$$y^{(n)}(t) = Ku(t) + \phi(t, y, \dot{y}, \dots, y^{(n-1)}) + \xi(t) \quad (2.1)$$

Donde  $\phi$  representa las incertidumbres del sistema, es decir, las dinámicas lineales no modeladas o desconocidas.  $\xi$  representa las perturbaciones externas [92]. Estas dos funciones  $\phi$  y  $\xi$  se consolidan en un solo término, tomando en cuenta el enfoque del rechazo activo de perturbaciones y se manejan como una señal de carácter desconocido pero acotado como se ve en la ecuación (2.2)

$$y^{(n)}(t) = Ku(t) + \xi(t) \quad (2.2)$$

Donde  $\xi(t)$  es  $m$ -diferenciable y está uniformemente acotada, es decir:  $\sup[\xi^m(t)] \leq K$ , con  $K \in \mathbb{R}^{finite}$ . El sistema es controlable (para  $K \neq 0$ ).

### 2.8.1 Sistema de 2<sup>do</sup> orden.

Considere el siguiente sistema lineal como se muestra en la ecuación (2.3).

$$\ddot{y} = u, \quad y(0) = y_0, \quad \dot{y}(0) = \dot{y}_0 \quad (2.3)$$

Tomando en cuenta una ley de control estabilizante por retroalimentación de estados, que está dada por (2.4).

$$u = -k_2\dot{y} - k_1y \quad (2.4)$$

Y  $\dot{y}$  debe ser asintóticamente calculada para tomar muestras de  $y(t)$

Suponiendo que  $\dot{y}$  no está disponible, una forma de aproximarla es por medio de un observador, y  $\dot{y}$  parte del modelo de la ecuación (2.5).

$$\dot{y} = \int_0^t u(t) dt + \dot{y}_0 \quad (2.5)$$

Si se insiste en usar la ley de control propuesta, con el reconstructor integral de  $\dot{y}$  entonces la ecuación (2.5) queda como la ecuación (2.6).

$$\hat{y} = \int_0^t u(t) dt \quad (2.6)$$

Donde  $\hat{y} = y - \dot{y}_0$ . Sustituyendo en la ley de control ya establecida por (2.4), se obtiene el resultado de la forma de la ecuación (2.7).

$$u = -k_2\hat{y} - k_1y = -k_2 \int_0^t u(t) dt - k_1y \quad (2.7)$$

En donde la relación entre la estimación estructural de  $\dot{y}$  y su valor actual está dado por la ecuación (2.8).

$$\dot{y} = \hat{y} + \dot{y}_0 \quad (2.8)$$

El sistema de lazo cerrado está dado por la ecuación (2.9). Donde se toma la segunda derivada  $\ddot{y}$  para obtener el sistema de 2do orden.

$$\ddot{y} = -k_2\hat{y} - k_1y \quad (2.9)$$

Sustituyendo a  $\hat{y}$  y despejando a  $\dot{y}_0$  se obtiene la ecuación (2.10).

$$\ddot{y} + k_2\dot{y} + k_1y = k_2\dot{y}_0 \quad (2.10)$$

En estado estable se obtiene que  $y \rightarrow \left(\frac{k_2}{k_1}\right)\dot{y}_0 \neq 0, \forall k_1 > k_2$ .

Para realizar una corrección en la estabilización del error, se añade una acción de control integral. Por lo que se propone un controlador que incluya una compensación integral.

Una estabilización constante del error es corregida añadiendo una acción de control integral  $\tilde{y}_0$ , como se muestra en la ecuación (2.11). Entonces se propone un controlador el cual incluya una compensación integral  $\tilde{y}_0 = k_0 \int_0^t y(t) dt$ , ahora sustituyendo a  $\tilde{y}_0$  en la ecuación (2.11), da como resultado la ecuación(2.12).

$$u = -k_2 \int_0^t u(t) dt - k_1y - \tilde{y}_0 \quad (2.11)$$

$$u = - \int_0^t [k_2u(y) + k_0y(t)]dt - k_1y \quad (2.12)$$

Nuevamente, tomando a  $y$  como salida, el sistema en lazo cerrado ahora está dado por la ecuación (2.13).

$$\ddot{y} + k_2\dot{y} + k_1y + k_0 \int_0^t y(t) dt = k_2\dot{y}_0 \quad (2.13)$$

Ahora si se define a  $\xi = \int_0^t y(t) dt - \left(\frac{k_2}{k_0}\right)\dot{y}_0$ , por lo que el sistema se reescribe como la ecuación (2.14).

$$\ddot{y} + k_2\dot{y} + k_1y = k_0\xi \quad (2.14)$$

Si  $\dot{\xi} = y$ , entonces se  $\xi \rightarrow 0$ , se tiene que  $\xi = -\left(\frac{k_2}{k_0}\right)\dot{y}_0, \forall, k_0 > k_2$ , entonces el resultado en estado estable  $y \rightarrow 0$ .

Finalmente, el controlador propuesto en (2.12) es interpretado en el dominio de la frecuencia como la ecuación (2.15).

$$u(s) = -\left(\frac{k_1s + k_0}{s + k_2}\right)y(s) \quad (2.15)$$

Los ceros están ubicados en:  $\frac{k_0}{k_1}$  y los polos en:  $-k_2$  que satisfacen la relación  $\alpha = k_0/(k_1k_2) < 1$ .

La función de transferencia en lazo cerrado queda representada como la ecuación (2.16).

$$G(s) = \frac{k_1s + k_0}{s^3 + k_2s^2 + k_1s + k_0} \quad (2.16)$$

En donde el polinomio característico  $P_c = s^3 + k_2s^2 + k_1s + k_0$ , el cual tiene raíces completamente asignables con la propia selección de  $\{k_0, k_1, k_2\}$ .

### 2.8.2 Sistema de 3er orden.

Considere el siguiente sistema de tercer orden dado por (2.17).

$$\ddot{y} = u \quad (2.17)$$

Donde se desea seguir una trayectoria de referencia  $y^*(t)$  la cual corresponde a una entrada nominal de control  $u^*(t)$ . Tomando el error de cada variable de estado como se muestra en (2.18).

$$e_y = e_1 = y - y^*, \quad e_2 = \dot{y} - \dot{y}^*, \quad e_3 = \ddot{y} - \ddot{y}^* \quad (2.18)$$

La dinámica del error está dada por (2.19).

$$\dot{e}_1 = e_2, \quad \dot{e}_2 = e_3, \quad \dot{e}_3 = u - u^* \quad (2.19)$$



Donde  $u^* = \ddot{y}^*$  es la señal de control nominal, entonces  $e_u = u - u^*$ .

Una ley de control estabilizante por retroalimentación de estados está dada por la ecuación (2.20).

$$u = -k_3\ddot{y} - k_2\dot{y} - k_1y \quad (2.20)$$

Reescribiendo (2.20) en función del error queda como (2.21).

$$e_u = -k_3e_3 - k_2e_2 - k_1e_1 \quad (2.21)$$

Ahora, asumiendo que  $e_3$  y  $e_2$  no son conocidos, es necesario aproximarlos por medio de un observador, parten del modelo (2.22).

$$\begin{aligned} e_3 &= \int_0^t e_u(t)dt + \ddot{y}_0 \\ e_2 &= \int_0^t e_3(t)dt + \dot{y}_0 \end{aligned} \quad (2.22)$$

Si se insiste en usar la ley de control propuesta, con los reconstructores integrales de  $e_3$  y  $e_2$  entonces (2.22) queda como la ecuación (2.23)

$$\begin{aligned} \hat{e}_3 &= \int_0^t e_u(t)dt \\ \hat{e}_2 &= \int \int_0^t e_3(t)dt \end{aligned} \quad (2.23)$$

Sustituyéndolos en la ley de control (2.20), se obtiene a (2.24).

$$e_u = -k_3\hat{e}_3 - k_2\hat{e}_2 - k_1\hat{e}_1 = -k_3 \int_0^t e_u(t)dt - k_2 \int \int_0^t e_u(t)dt - k_1e_1 \quad (2.24)$$

De manera natural, en (2.25) se observa la relación entre los errores reconstruidos con su valor real.

$$\hat{e}_3 = e_3 - \ddot{y}_0, \quad \hat{e}_2 = e_2 - \dot{y}_0 - \int_0^t \ddot{y}_0(t)dt \quad (2.25)$$

Por lo que la ley de control en función del error toma la forma (2.26).

$$e_u = -k_3(e_3 - \dot{y}_0) - k_2 \left( e_2 - \dot{y}_0 - \int_0^t \dot{y}_0(t) dt \right) - k_1 \hat{e}_1 \quad (2.26)$$

Y tomando a  $y$  como salida, la dinámica del sistema en lazo cerrado queda de la forma (2.27)

$$\dot{e}_3 + k_3 \dot{e}_2 + k_2 \dot{e}_1 + k_1 e_1 = k_3 \dot{y}_0 + k_2 \dot{y}_0 + k_2 \int_0^t \dot{y}_0(t) dt \quad (2.27)$$

Dando como resultado en estado estable la ecuación (2.28)

$$y \rightarrow \left( \frac{k_3}{k_1} \right) \dot{y}_0 + \left( \frac{k_2}{k_1} \right) \dot{y}_0 + \left( \frac{k_2}{k_1} \right) \int_0^t \dot{y}_0(t) dt \neq 0 \quad (2.28)$$

Una estabilización constante del error es corregida añadiendo una doble acción de control integral. Entonces se propone un controlador (2.29) el cual incluya una compensación integral.

$$e_u = -k_4 \hat{e}_3 - k_3 \hat{e}_2 - k_2 e_1 - k_1 \int_0^t e_1(t) dt - k_1 \int_0^t \int_0^t e_1(t) dt \quad (2.29)$$

Siendo  $y$  la salida deseada, la dinámica del sistema en lazo cerrado está dada por la ecuación (2.30).

$$\dot{e}_3 + k_4 \dot{e}_2 + k_3 \dot{e}_1 + k_1 \int_0^t e_1(t) dt + k_0 \int_0^t \int_0^t e_1(t) dt = k_4 \dot{y}_0 + k_3 \left( \dot{y}_0 + \int_0^t \dot{y}_0(t) dt \right) \quad (2.30)$$

Ahora, definiendo a  $\xi_i$ , se obtiene la ecuación (2.31) en función del error.

$$\begin{aligned} \xi_1 &= \int_0^t e_1(t) dt + \frac{k_0}{k_1} \int_0^t \xi_2(t) dt - \frac{1}{k_1(k_4 \dot{y}_0 + k_3 \dot{y}_0)} \\ \xi_2 &= \int_0^t e_1(t) dt + \frac{k_3}{k_0} \dot{y}_0 \end{aligned} \quad (2.31)$$

Entonces, el sistema en lazo cerrado toma la forma de la ecuación (2.32).

$$\begin{aligned} \dot{e}_3 + k_4 \dot{e}_2 + k_3 \dot{e}_1 + k_2 e_1 &= -k_1 \xi_1 \\ \dot{\xi}_1 &= e_1 + \frac{k_0}{k_1} \xi_2 \\ \dot{\xi}_2 &= e_1 \end{aligned} \quad (2.32)$$

Donde  $\xi_1(0) = -\frac{1}{k_1}(k_4\dot{y}_0 + k_3\dot{y}_0)$  y a  $\xi_2(0) = \frac{k_3}{k_0}\dot{y}_0$ . Dando como resultado en estado estable donde  $y \rightarrow 0$ .

Regresando a las coordenadas originales, la ley de control está dada por (2.33).

$$e_u = -k_4 \int_0^t e_u(t) dt - k_3 \int \int_0^t e_u(t) dt - k_2 e_y - k_1 \int_0^t e_y(t) dt - k_0 \int \int_0^t e_y(t) dt \quad (2.33)$$

Y el sistema en lazo cerrado está en (2.34).

$$\begin{aligned} \ddot{e}_y + k_4 \dot{e}_y + k_3 e_y + k_2 e &= -k_1 \xi_1 \\ \dot{\xi}_1 &= e_y + \frac{k_0}{k_1} \xi_2 \\ \dot{\xi}_2 &= e_y \end{aligned} \quad (2.34)$$

El controlador propuesto en (2.33) es interpretado en el dominio de la frecuencia como lo muestra la ecuación (2.35).

$$e_u(s) = - \left[ \frac{k_2 s^2 + k_1 s + k_0}{s^2 + k_4 s + k_3} \right] e_y(s) \quad (2.35)$$

En (2.36) se muestran los errores.

$$\begin{aligned} e_u(s) &= u(s) - u^*(s) \\ e_y(s) &= y(s) - y^*(s) \end{aligned} \quad (2.36)$$

Entonces (2.35) puede ser reescrita como:

$$u(s) = u^*(s) - \left[ \frac{k_2 s^2 + k_1 s + k_0}{s^2 + k_4 s + k_3} \right] e_y(s) \quad (2.37)$$

Finalmente, la función de transferencia en lazo cerrado en el dominio de la frecuencia, está representada por (2.38).

$$G(s) = \frac{k_2 s^2 + k_1 s + k_0}{s^5 + k_4 s^4 + k_3 s^3 + k_2 s^2 + k_1 s + k_0} \quad (2.38)$$

Dónde (2.39) es el polinomio característico y tiene los polos asignados de manera arbitraria.

$$P_c(s) = s^5 + k_4s^4 + k_3s^3 + k_2s^2 + k_1s + k_0 \quad (2.39)$$

### 2.8.3 Generalización del controlador.

Con base en los dos análisis anteriores, un sistema sin perturbaciones de orden  $n$  puede ser controlado para el seguimiento de una trayectoria suave  $y^*(t)$  (ver Figura 2.16) y utilizando el controlador GPI que se muestra en función de transferencia (2.40).

$$u = u^* - \left[ \frac{k_{n-1}s^{n-1} + k_{n-2}s^{n-2} + \dots + k_0}{s^{n-1} + k_{2n-2}s^{n-2} + \dots + k_n} \right] (y - y^*) \quad (2.40)$$

Donde  $u^* = [y^*(t)]^{(n)}$  y el conjunto de los coeficientes de diseño  $\{k_{2n-2}, k_{2n-3}, \dots, k_0\}$ . Los cuales se seleccionan de tal forma que el polinomio característico (2.41) del sistema en lazo cerrado, sean de la forma del polinomio de Hurwitz.

$$P_c(s) = s^{2n-1} + k_{2n-2}s^{2n-2} + \dots + k_1s + k_0 \quad (2.41)$$

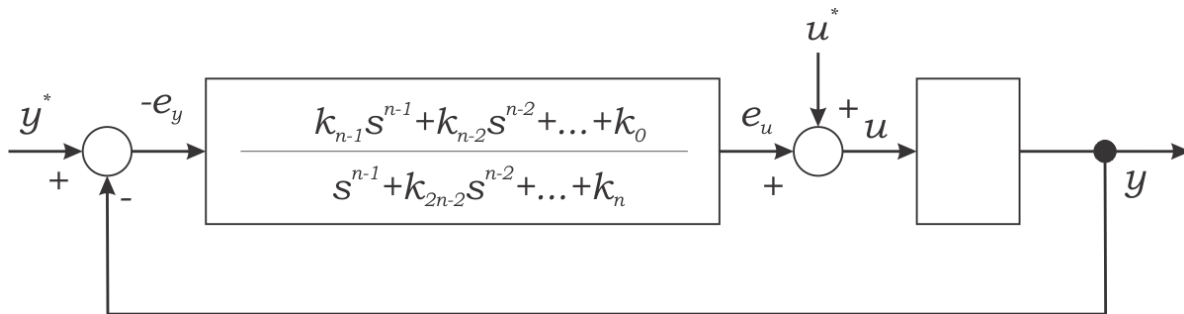


Figura 2.16. Diagrama de un controlador GPI para un sistema de orden  $n$ .

### 2.8.4 Controlador GPI ante perturbaciones constantes

Adicionalmente, si se desea que el sistema sea robusto ante perturbaciones constantes, se añade una acción integral extra (ver Figura 2.17) y el controlador GPI toma la forma de la función de transferencia (2.42)

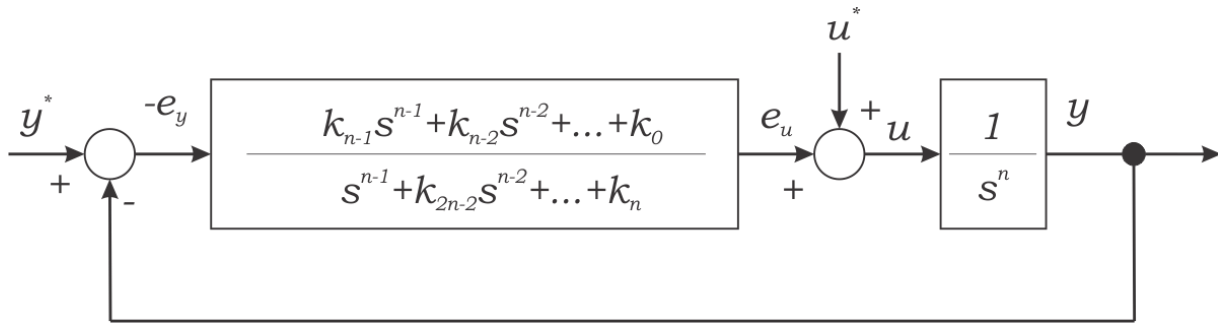


Figura 2.17 Diagrama de un controlador GPI con una acción integral extra.

$$u = u^*(t) - \left[ \frac{k_n s^n + k_{n-1} s^{n-1} + \dots + k_1 s + k_0}{s(s^{n-1} + k_{2n-1} s^{n-1} + \dots + k_{n+1})} \right] (y - y^*(t)) \quad (2.42)$$

El conjunto de coeficientes  $\{k_{2n-2}, k_{2n-3}, \dots, k_0\}$  se eligen de tal forma que el polinomio característico sea Hurwitz (2.43).

$$P_c = s^{2n} + k_{2n-1} s^{2n-1} + \dots + k_1 s + k_0 \quad (2.43)$$

### 2.8.5 Control GPI robusto

En esquema de control que se muestra en (2.42), no es robusto respecto a la presencia de entradas de las perturbaciones más complejas. No obstante, a través de un análisis similar, es posible diseñar un controlador GPI robusto. Para esclarecer este principio, en esta sección se analiza una variante del controlador GPI para brindar robustez al sistema ante perturbaciones desconocidas apareciendo en un tiempo desconocido.

### 2.8.6 Sistema de orden $n$ perturbado

Se debe considerar el siguiente sistema lineal (2.44), el cual es perturbado por una señal desconocida.

$$y^{(n)} = u + \zeta(t^{p-1}) \quad (2.44)$$

Donde  $\zeta(t^{p-1})$  representa un polinomio en el tiempo de grado  $p - 1$  completamente desconocido. Se desea regular la salida del sistema  $y^{(n)}$ , en un punto de operación a través de una señal de referencia de comportamiento suave  $y^*$ , mediante una acción de control  $u$  a pesar de la perturbación  $\zeta(t^{p-1})$ . Entonces, el conjunto de variables de estado no medidas del sistema son  $\{\dot{y}, \ddot{y}, \dots, y^{(n-1)}\}$ ; las cuales son expresadas mediante el conjunto de ecuaciones (2.45).

$$\begin{aligned}
y^{(n-1)} &= \int^{(n-1)} u(t)dt + \zeta(t^p) \\
y^{(n-2)} &= \int^{(n-2)} u(t)dt + \zeta(t^{p+1}) \\
y^{(i)} &= \int^{(n-1)} u(t)dt + \zeta(t^{n-i+p-1}) \\
&\vdots \\
\dot{y} &= \int^{(n-1)} u(t)dt + \zeta(t^{n-2+p})
\end{aligned} \tag{2.45}$$

En donde el  $y^{(i)}$  reconstructor integral para la  $(i + 1)$ -ésima variable de estado definida por (2.46).

$$\hat{y}^{(i)} = \int^{(n-i)} u(t)dt \tag{2.46}$$

Nuevamente, la relación entre la estimación estructural con el valor real de las variables de estado no medidas están representadas por el conjunto de ecuaciones en (2.47).

$$\begin{aligned}
y^{(n-1)} &= \hat{y}^{(n-1)} + \zeta(t^p) \\
y^{(n-2)} &= \hat{y}^{(n-2)} + \zeta(t^{p+1}) \\
y^{(i)} &= \hat{y}^{(n-i)} + \zeta(t^{n-i+p-1}) \\
&\vdots \\
\dot{y} &= \hat{y} + \zeta(t^{n-2+p})
\end{aligned} \tag{2.47}$$

Donde  $e_u = u - u^*$  y  $e_y = y - y^*$ , son las señales de error correspondientes a la entrada y a la salida del sistema (2.44), entonces el modelo del error se puede expresar como la ecuación (2.48).

$$e_y^{(n)} = e_u + \zeta(t^{p-1}) \tag{2.48}$$

Entonces, la siguiente expresión es igualmente válida:

$$\begin{aligned}
 e_y^{(n-1)} &= \int^{(n-1)} e_u(t) dt + \zeta(t^p) \\
 e_y^{(n-2)} &= \int^{(n-2)} e_u(t) dt + \zeta(t^{p+1}) \\
 e_y^{(i)} &= \int^{(n-i)} e_u(t) dt + \zeta(t^{n-i+p-1}) \\
 &\vdots \\
 \dot{e}_y &= \int^{(n-1)} e_u(t) dt + \zeta(t^{n-2+p})
 \end{aligned} \tag{2.49}$$

Ahora, el algoritmo de control por retroalimentación con compensación integral extra está dado por (2.50).

$$\begin{aligned}
 e_u &= -k_{2n+(p-2)} e_y^{(n-1)} - k_{2n+(p-3)} e_y^{(n-2)} - \dots - k_{n+p} \dot{e}_y \\
 &- k_{n+(p-1)} e_y - k_{n+(p-2)} \int e_y(t) dt - k_{n+(p-3)} \int^{(2)} e_y(d) dt - \dots - k_0 \int^{[n+(p-1)]} e_y(t) dt
 \end{aligned} \tag{2.50}$$

Redefiniendo el reconstructor integral (2.46) queda de la forma que muestra (2.51).

$$\hat{e}_y^{(i)} = \int^{(n-i)} e_u(t) dt \tag{2.51}$$

El algoritmo de control (2.50), es reescrito en términos de los errores de las señales de entrada y salida del sistema (2.44) como:

$$\begin{aligned}
 e_u &= -k_{2n+(p-2)} \int e_u(t) dt - k_{2n+(p-3)} \int^{(2)} e_u(t) dt - \dots - k_{n+p} \int^{(n-1)} e_u(t) dt \\
 &- k_{n+(p-1)} e_y - k_{n+(p-2)} \int e_y(t) dt - k_{n+(p-3)} \int^{(2)} e_y(t) dt - \dots - k_0 \int^{[n+(p-1)]} e_y(t) dt
 \end{aligned} \tag{2.52}$$

Finalmente, se reescribe la ley de control empleando una notación combinada entre el dominio del tiempo y el dominio de la frecuencia como (2.53).

$$u = u^*(t) - \left[ \frac{k_{n+(p-1)} s^{n+(p-1)} + k_{n+(p-2)} s^{n+(p-2)} + \dots + k_1 s + k_0}{s^p (s^{n-1} + k_{2n+(p-2)} s^{n-2} + \dots + k_{n+(p+1)} + k_{n+p})} \right] (y - y^*(t)) \tag{2.53}$$

La cual genera un polinomio característico del error del sistema en lazo cerrado (2.54).

$$P_c(s) = s^{2n+(p-1)} + k_{2n+(p-2)}s^{2n+(p-2)} + \dots + k_1s + k_0 \quad (2.54)$$

En donde el conjunto de coeficientes son  $\{k_{2n+(p-2)}, k_{2n+(p-3)}, \dots, k_0\}$ , se eligen de tal forma que el polinomio característico tenga todas sus raíces en el lado izquierdo del plano complejo. La figura 2.2 muestra el esquema de control a través de un GPI para un sistema integrador de enésimo orden perturbado.

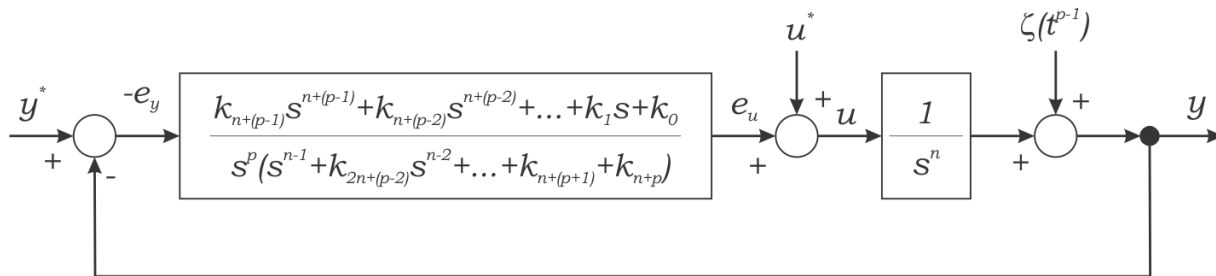


Figura 2.18. Controlador GPI robusto para un sistema integrador de enésimo orden perturbado [88].

Concluyendo, el estudio de la anatomía y la biomecánica del sistema músculo-esquelético dan una guía para desarrollar la descripción cuantitativa del movimiento de brazo humano. Para la descripción cuantitativa el análisis teórico y mecánico son necesarios. Los investigadores han hecho un considerable número de experimentos con brazo humano y su impedancia. Existen diferentes modelos matemáticos que son considerados para la representación del movimiento del brazo humano [1-4]. La mayor parte de los modelos desarrollados sólo consideran el movimiento planificador<sup>12</sup>. Los principales problemas en el modelo desarrollado para los sistemas biomecánicos son: (i) su forma geométrica es muy irregular, que hacen que sea muy difícil para ser visualizado con la figura elemental o la forma, (ii) la propiedad del material es homogéneo, se deben tomar en cuenta las características anisótropas<sup>13</sup>, y no lineal, (iii) diferentes partes se componen de sólidos, líquidos y gases visco-elásticos no lineales y características no newtonianas<sup>1</sup> [5]. Por lo tanto, el modelado de movimiento del brazo humano se convirtió en tema muy difícil para los investigadores de varios campos de la investigación.

Diseñar un exoR no implica utilizar los últimos avances tecnológicos en cuanto a sensores y actuadores, o utilizar una novedosa técnica de control implementada en un equipo de última generación, ya que esto no garantiza la coordinación de movimientos entre el exoR y el cuerpo para desarrollar un movimiento normal. Muchos autores e investigadores coinciden en que aún falta mucho en cuestión de tecnología, se debe encontrar la estrategia de control adecuada para determinar cuál es eficiente, y la sincronización ente hombre-máquina. Diversas causas son de

<sup>12</sup> Calcula una trayectoria sin colisiones para el centro de masa (COM), para esto, se propone un modelo simplificado que envuelve la geometría del exoesqueleto y su cinemática.

<sup>13</sup> Anisotropía: es la propiedad general de la materia según la cual cualidades como: elasticidad, temperatura, conductividad, velocidad de propagación de la luz, etc. varían según la dirección en que son examinadas. Algo anisótropo podrá presentar diferentes características según la dirección. La anisotropía de los materiales es más acusada en los sólidos cristalinos, debido a su estructura atómica y molecular regular.



impacto como:

- Construir un patrón de movimientos estándar como referencia para los diversos diseños,
- Los sistemas para adquirir las señales, o diseñar las señales no garantizan sean los movimientos adecuados, si los materiales no son los adecuados.
- No se consideran variaciones del patrón de movimientos a causa de la antropometría, edad, sexo y fenotipos de las personas.
- El uso de estrategias de control para mejorar la coordinación de movimiento no considera movimientos naturales adicionales del cuerpo humano como perturbaciones o fuerzas ajenas que pueden propiciar efectos secundarios en el exoR.

La mayoría de las personas están tan absortas en la contemplación del mundo exterior, que son totalmente ajenas a lo que está pasando dentro de sí mismas.

**Nikola Tesla**



# **Capítulo 3**

## **Análisis cinemático y dinámico**

En este capítulo se abordan temas relacionados con el análisis cinemático y dinámico del exoesqueleto. Se explica la importancia del modelado mecánico. Se realiza una cinemática directa. Y se obtiene el modelo dinámico del exoR de 3 gdl.



### 3.1 La importancia del análisis biomecánico en el diseño de un exoesqueleto robótico.

Las máquinas se diseñan para cumplir con objetivos específicos en el mundo actual. Están compuestas de diversos elementos llamados mecanismos, donde modifican, transmiten, o dirigen fuerzas. Sus componentes transmiten el movimiento y la fuerza de una fuente de potencia a una salida mecánica [9]. Con el análisis biomecánico se identifican las necesidades y requerimientos básicos de los actuadores, amplitud de movimientos, geometría y ergonomía [89]. El análisis cinemático es una parte fundamental para el desarrollo de alguna máquina, ya que estudia el movimiento de los cuerpos, realiza el estudio de la geometría del movimiento, lo cual implica la determinación de la posición, desplazamiento, rotación, rapidez, velocidad y aceleración de un mecanismo. Un modelo cinemático preciso de la extremidad superior debe de poder calcular y visualizar su espacio de trabajo accesible [85].

Conocer los gdl del eslabonamiento permite saber el número de entradas independientes requeridas para posicionar con exactitud todos los eslabones de un mecanismo con respecto a la referencia. En consonancia con el enfoque matemático que describe la estructura del movimiento por Gelfand en 1971, el problema de gdl se puede ver matemáticamente como problema que satisface las restricciones, que se ha estudiado en muchos campos. Un problema que satisface las restricciones se define por: i) un conjunto de variables  $\{x_1, x_2, \dots, x_n\}$  con sus correspondientes dominios  $\{D_1, D_2, \dots, D_n\}$ , y ii) un conjunto de restricciones  $m$  Ecuaciones que especifican las relaciones entre las variables como se muestra en (3.1)

$$f_k(x_1, x_2, \dots, x_n) = 0; \quad k = 1, 2, \dots, m \quad (3.1)$$

Un problema para satisfacer restricciones se resuelve asignando valores a las variables de sus respectivos dominios para que se satisfagan las ecuaciones de restricción. Dependiendo de la relación entre  $m$  y  $n$ , el problema puede ser determinado ( $m = n$ ), sobredeterminado ( $m > n$ ) o indeterminado ( $m < n$ ). Si el problema es determinado, el problema es solucionable y existe una solución única que satisface las ecuaciones de restricción. Si el problema está sobre determinado, no existe una solución exacta, pero se puede elegir una solución aproximada para satisfacer las ecuaciones de restricción lo más cerca posible [94].

Gelfand y Latash en 1998 consideran que los gdl (funcionales) es un concepto biológicamente relevante para ayudar en la búsqueda de los principios que gobiernan los movimientos humanos, sin importar que nivel del sistema de movimiento pueda elegir para estudiar. El sistema de movimiento se presenta como datos dados, un problema dado, y la tarea del investigador consiste en la búsqueda de explicaciones no contradictorias de los mecanismos de funcionamiento de múltiples etapas. Los movimientos humanos aparecerían descoordinados y sin propósito el gdl variara independientemente. De hecho la mayoría de los movimientos se caracterizan por patrones espaciotemporales que son repetidos y estereotipados, lo que aparenta un problema del gdl [94].

Debe tomarse en cuenta la arquitectura antropomórfica de un brazo, ya que para realizar el modelo cinemático del ExoR se analiza como si fuere una cadena articulada en lazo abierto, con algunos cuerpos rígidos en serie por una articulación de revoluta o prismática movida por actuadores. [95]. En general cada articulación logra su movimiento a través de un accionamiento de potencia e incluye otros dispositivos como reductores de velocidad, frenos y sensores de posición o velocidad ver Tabla II.

Las siguientes son algunas recomendaciones que deben tenerse en cuenta al definir la cinemática de un exoR, la cual debe hacerse en consideración de la dinámica que imponen las dimensiones de los eslabones que lo forman:

- El espacio de trabajo del exoR debe ser cuidadosamente estudiado para definir el volumen justo de trabajo. En un exoR de  $n$  gdl, se debe considerar que, los primeros dos o tres eslabones son los que aportan la mayor dinámica debido a su peso.
- A menudo es posible localizar los principales circuitos de potencia en la base del exoR, para que tenga un funcionamiento adecuado y se debe tener cuidado con los mecanismos más alejados.
- Las primeras articulaciones deben dar las condiciones de posición y la última articulación en el extremo del exoR, debe concentrarse en un punto, son los gdl de orientación.

Uno de los problemas que existen en el modelado, consiste en determinar la posición y orientación del extremo final de la cadena cinemática del exoR con los valores de las coordenadas  $y$ , las características geométricas del exoR, y es conocido como problema cinemático directo.

### **3.2 Método para la obtención de la cinemática de las articulaciones de la extremidad superior.**

La representación clásica del movimiento de la extremidad superior es muy adecuada para describir movimientos individuales que se realizan en planos, pero presenta algunas incoherencias cuando se intentan describir movimientos tridimensionales relativamente complejos [96].

En cuestión de la frecuencia en los movimientos, mucho depende de qué actividad se esté realizando, por ejemplo en la marcha humana, los segmentos y articulaciones superiores están coordinados con los inferiores y estos tienen una frecuencia de 5 a 40 Hz durante la marcha [21].

El proceso para obtener la cinemática de los miembros superiores mediante videos es el siguiente: primero, se obtuvieron los ángulos de inclinación de brazo, antebrazo y mano de forma independiente y, posteriormente se obtuvo la cinemática del miembro articulado. Para ello, se estableció un plano  $X - Y - Z$ , donde el eje  $X$  es paralelo al plano sagital y al vector de

gravedad,  $Y$  es paralelo al plano sagital y perpendicular a  $X$  y,  $Z$  es paralelo al plano frontal, además el eje  $X$  es el eje de sustentación<sup>14</sup>. El marco de referencia que se va a utilizar en el análisis en el software Kinovea 0.8.26 es difícil de posicionar, ya que los resultados que arroja, son respecto a dos ejes  $XY, YZ$  o  $XY$ , de acuerdo a la posición que se elija por el usuario de la imagen o video. Se colocará dicho marco (ver Figura 3.1), donde el marco de la marca es  $x_0, y_0$ , que se mueve con relación al marco  $XY$ . La Figura 3.1 muestra una barra que representa un segmento corporal, dicha barra tiene una marca para estimar el ángulo de inclinación  $\theta_i$ .

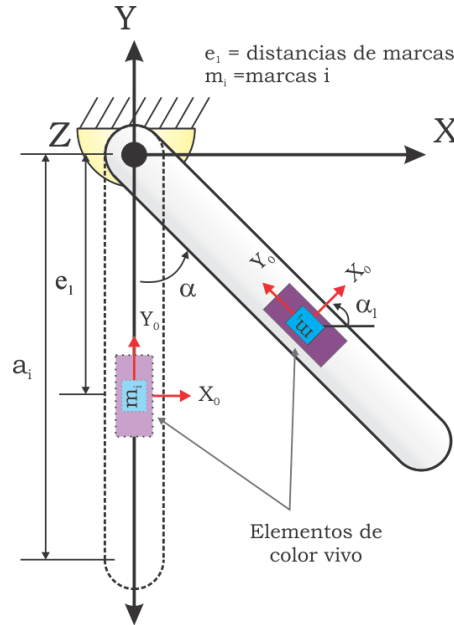


Figura 3.1. Marcos de referencia inicial para la observación en el plano sagital XY.

El movimiento experimentado por los segmentos corporales es ocasionado por dos fuerzas: la fuerza de los músculos y la fuerza de la gravedad. Estas fuerzas están relacionadas con las aceleraciones que experimenta cada segmento, así que, la aceleración de cada segmento puede determinarse por la expresión (3.2). Donde  $a_n$  es la aceleración normal y  $a_t$  la aceleración tangencial.

$$a = a_n + a_t \tag{3.2}$$

Para la cinemática de la extremidad superior se establece el marco de referencia  $X, Y$  y  $Z$  con origen en la articulación glenohumeral. Los segmentos corporales de brazo y antebrazo son

<sup>14</sup> Eje de sustentación del peso corporal. Es la línea imaginaria que se extiende desde la apófisis mastoides (que es la eminencia detrás de la oreja), pasando por la articulación escápula-humeral se dirige luego verticalmente hacia atrás, y pasa por la articulación coxofemoral. Transcurre por la parte interna de la región del muslo, por la cara interna de la articulación de la rodilla, hasta un punto en el pie por delante del maléolo interno o tibial.

representados por  $a_1$  y  $a_2$  respectivamente (ver Figura 3.2). De acuerdo con [85], las coordenadas del tronco con el brazo pueden medirse: i) el ángulo entre la vertical del tronco y el húmero determinado como ángulo absoluto en dos direcciones, y ii) ángulo entre la clavícula y el húmero como ángulo relativo. Con base en ello y, considerando que el tronco está en una posición cuasi-vertical, en este trabajo se obtiene el ángulo del brazo, mediante el primer método. De esta forma, el ángulo de inclinación del brazo, representado por  $q_1$ , puede considerarse como ángulo absoluto del hombro (ver Figura 3.3). A partir de ahora al hablar del ángulo del hombro que tiene el eje de rotación en Z nos referiremos al ángulo absoluto de éste, es decir,  $q_1$  está determinado por (3.3).

$$q_1 = \varphi_1 \tag{3.3}$$

De forma similar para obtener el ángulo del codo, primero se obtiene el ángulo de inclinación del brazo a través de  $m_1$ , posteriormente, de la proyección de  $m_2$  el ángulo relativo del codo se logra estimar por (3.4) [85].

$$q_2 = \varphi_1 + \varphi_2 \tag{3.4}$$

Donde  $q_2$  es el ángulo relativo del codo,  $\varphi_1$  es el ángulo de inclinación del brazo y  $\varphi_2$  es el ángulo de inclinación del antebrazo.

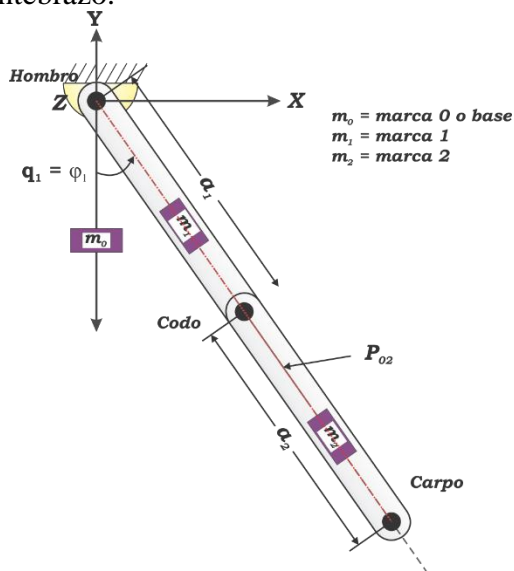


Figura 3.2. Estimación de ángulo de inclinación entre el tronco-brazo y brazo-antebrazo, ambos en movimiento de flexión/extensión.



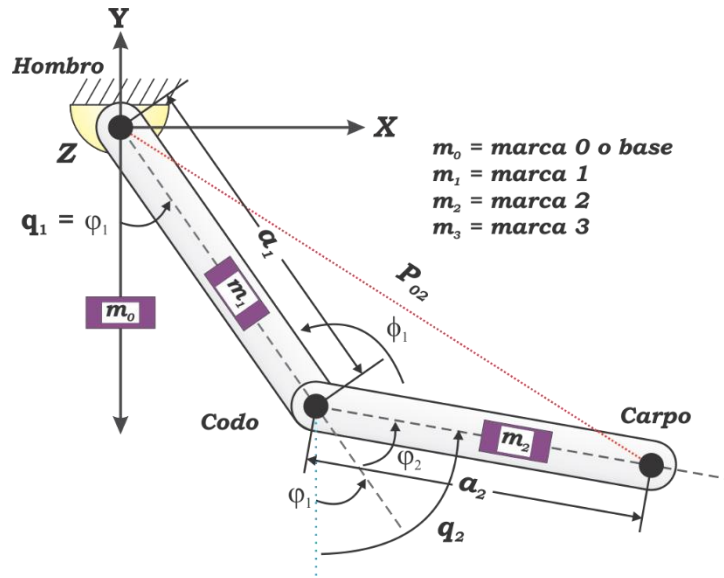


Figura 3.3. Estimación de ángulo de inclinación entre el tronco-brazo y brazo-antebrazo, ambos en movimiento de flexión/extensión.

De igual manera, el ángulo de inclinación  $q_3$  (ver Figura 3.4) está determinado por (3.5).

$$q_3 = \theta_1 \tag{3.5}$$

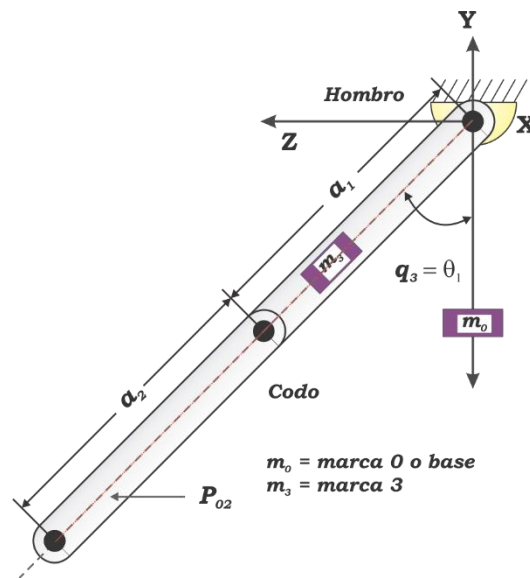


Figura 3.4. Estimación del ángulo de inclinación entre el tronco-brazo en movimiento de abducción/aducción.

El ángulo  $\phi$  y las longitudes  $a_1$  y  $a_2$  determinan la longitud total entre la articulación glenohumeral y carpo, para análisis posteriores la longitud de la mano y su masa son tomados

en cuenta; el ángulo  $\phi$  y la longitud total del miembro puede obtenerse por (3.6) y (3.7).

$$\phi = \cos^{-1} \left( \frac{|a_1|^2 + |a_2|^2 - |P_{02}|^2}{2|a_1||a_2|} \right) \quad (3.6)$$

$$R^2 = a_1^2 + a_2^2 \quad (3.7)$$

### 3.3 Cinemática directa.

Se deben plantear los términos para encontrar una matriz de transformación que relaciona el sistema de coordenadas ligado al cuerpo en movimiento respecto a un sistema de coordenadas que se toman como referencia. Para lograr esta representación diversos autores de libros y de artículos indican se debe utilizar la matriz de transformación homogénea  $4 \times 4$ , la cual incluye las operaciones de traslación y orientación, la cual tiene la estructura en (3.8).

$${}^{n-1}H_n(\varphi_n) = \begin{bmatrix} {}^{n-1}R_n(\varphi_n) & {}^0\vec{r}_{0_n 0_{n-1}} \\ 000 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.8)$$

Donde  ${}^{n-1}R_n(\varphi_n)$  es la matriz de cambio de orientación del sistema de referencia  $n$  con respecto a  $n - 1$  que depende de  $\varphi_n$  y,  ${}^0\vec{r}_{0_n 0_{n-1}}$  es el vector de posición entre el origen  $0_{n-1}$  y  $0_n$  expresado en la base vectorial. Esta matriz representa una matriz de cambio de orientación que ejecuta una rotación con respecto a un eje determinado, de un ángulo de valor  $\varphi_1$ , y en la última columna está el matriz de traslación que hay entre el origen expresado en las componentes. Para un mejor análisis es importante utilizar la representación de elementos de Denavit-Hartenberg (D-H).

#### 3.3.1 Metodología de Denavit-Hartenberg.

Se trata de un procedimiento sistemático para describir la estructura cinemática de una cadena articulada constituida por articulaciones con un solo gdl [97]. Un exoR articulado puede describirse definiendo cuatro magnitudes asociadas a cada articulación [98]. Una de estas magnitudes es la variable de la articulación y las restantes son parámetros fijos de cada exoR. Los parámetros que permiten definir una representación de las relaciones de traslación y rotación entre los enlaces adyacentes (ver Figura 3.5). A esta relación se le denomina representación Denavit-Hartenberg (D-H) [99].

Así la variable de una articulación  $i$  de rotación se representará mediante el ángulo  $\theta_i$  y la de una prismática mediante el desplazamiento  $d_i$ . Los otros dos parámetros son la distancia  $a_{i-1}$  entre el eje de la articulación  $i - 1$  y el eje de la articulación  $i$ , medida sobre la línea perpendicular común, y el ángulo  $\alpha_{i-1}$  entre estos dos ejes (ángulo entre las proyecciones de los

dos ejes en un plano cuya normal es la perpendicular común) medido como rotación alrededor de la perpendicular común hasta hacer coincidir las direcciones de los ejes. Cuando el eje  $i - 1$  y el  $i$  intersectan, el valor del parámetro  $\alpha_{i-1}$  es cero.

Las cadenas cinemáticas se describirán indicando los cuatro parámetros de D-H de las articulaciones. En la primera articulación de la cadena, el valor de los parámetros  $a_0$ ,  $\alpha_0$ , es arbitrario y se toma como cero. Si la articulación es de rotación, el parámetro  $d_i$  correspondiente se toma también como cero. Cuando la articulación es prismática, el parámetro  $\theta_i$  se hace igual a cero. Un ejemplo se ve en el Anexo III.

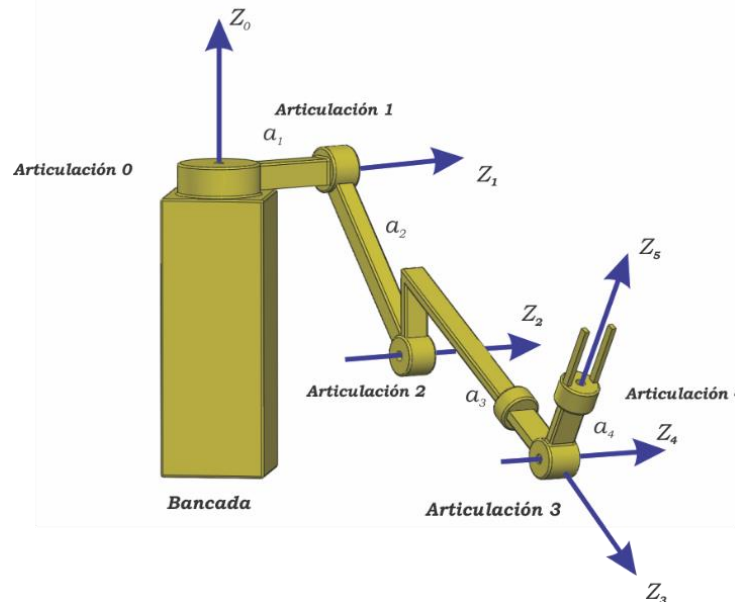


Figura 3.5. Estructura del robot PUMA junto con sus articulaciones y ejes de rotación [99].

### 3.4 Análisis cinemático para el exoesqueleto de 3 gdl del caso de estudio.

La medición de la cinemática tridimensional de la extremidad superior generalmente no ha recibido tanta atención científica como la de la extremidad inferior. El movimiento de la extremidad superior puede ser rápido y espacialmente complejo, particularmente en el hombro. Esto hace que el uso de marcadores unidos a varillas, que se han utilizado para la medición rotacional en modelos de extremidades inferiores, sea engorroso, propenso a la interferencia con otros segmentos de extremidades y esté sujeto a imprecisiones debidas a oscilaciones de tejidos blandos y efectos inerciales. Una filosofía de medición que tenga en cuenta estas restricciones debe equilibrar la practicidad con la precisión.

El modelado del movimiento de la muñeca y el codo es relativamente simple, ya que ambos se pueden representar como articulaciones de dos grados de libertad. Sin embargo, el complejo de la articulación del hombro es una articulación que desafía la descripción cinemática simple.

Consiste en dos articulaciones separadas, con componentes escápulo-torácicos y gleno-humerales. La determinación precisa de la posición escapular es difícil. La falta de una forma simple y no invasiva de localizar la escápula sugiere que la medición de la posición del brazo con respecto al tronco es un objetivo más práctico que la medición individual precisa del movimiento gleno-humeral y escápulo-torácico en la mayoría de los entornos experimentales [16][100].

Se muestra el análisis de la cinemática directa del exoR, la identificación articular y el espacio operacional (ver Figura 3.7), se muestran los primeros 2 gdl. Y ya con esos resultados se hace una proyección del gdl faltante, y finalmente se realiza una multiplicación de las matrices resultantes para obtener la matriz de 3 gdl deseada.

Los ángulos de las articulaciones se denotan como  $\varphi_1$  y  $\varphi_2$ , por lo tanto, en el espacio articular, las coordenadas generalizadas son el vector compuesto expresado por (3.9).

$$\vec{q} = (q_0, q_1)^T = (\varphi_0, \varphi_1)^T \quad (3.9)$$

En el espacio operacional (3.10), la mano se caracteriza por tener una posición y un ángulo  $\alpha$  que describe la orientación, por lo que se tienen dos variables que describen las coordenadas  $x$  y  $y$  de la mano. Para este caso,  $\alpha = 0$ .

$$\mathcal{X} = (x, y, \alpha) \quad (3.10)$$

Como las dimensiones del espacio articular y operacional es de 2, esto indica que el sistema del brazo para estos gdl es un sistema no redundante.

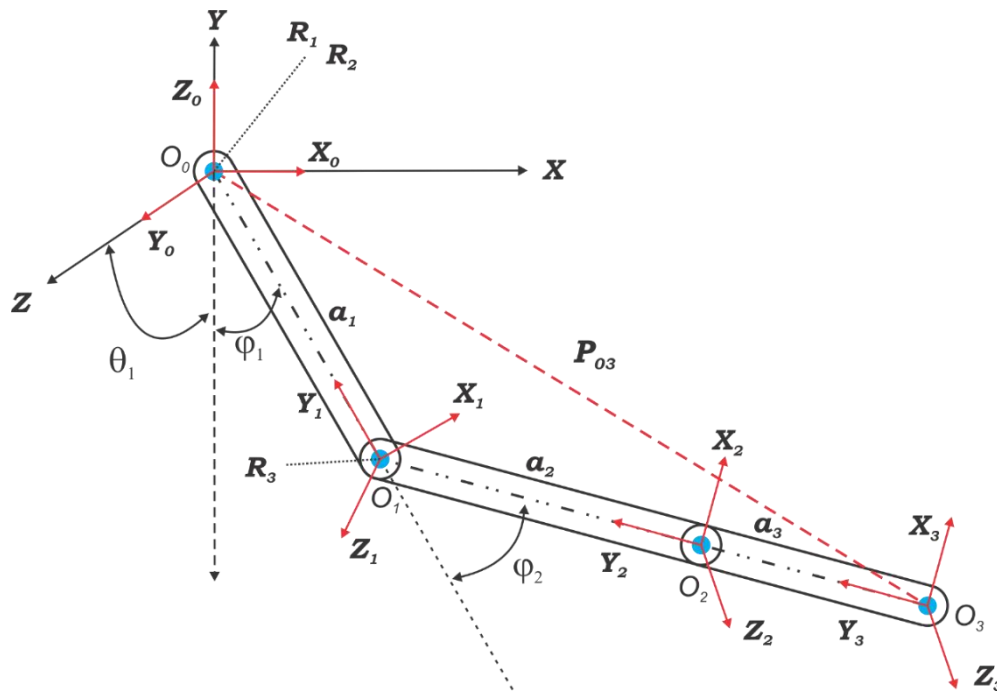


Figura 3.6. Identificación de espacio articular y espacio operacional.

Para el problema de la cinemática directa, que se basa en el desarrollo que se ha presentado en los artículos [85][40] considerando los gdl mostrados en la Figura 3.6. Identificar los ejes de giro o rotación los cuales son dos  $z_0$  y  $z_1$ , que son perpendiculares a la dirección del humero, ulna-radio y falanges de la mano en la posición neutral. El sistema de referencias se debe definir de tal forma para minimizar los parámetros Denavit-Hartenberg (D-H), se coloca el origen  $O_0$  en la articulación gleno-humeral, en el eje  $y_0$  y con esto se consigue que uno de los parámetros de D-H sea nulo

La cinemática propuesta de 3 gdl del exoR es analizada en dos partes, en uno de 2 gdl y otro de 1 gdl, una vez que se tiene determinado su sistema de referencia y las matrices de transformación ( $T_{01}, T_{123}$ ). Se incluye el término de subíndice 3, ya que se está incluyendo la longitud de la mano, aunque no se cuente la articulación del carpo, no se puede eliminar la distancia de la mano para el análisis cinemático.

Cuando se obtiene la matriz de D-H, se procede a identificar las matrices de transformación. Las matrices de transformación tienen definiciones como  $C_1 = \cos(\varphi_1)$ ,  $S_1 = \sin(\varphi_1)$  y  ${}^0R_1(\varphi_1)$  = matriz de cambio de orientación del sistema de referencia 1 con respecto a 0 que depende de  $\varphi_1$  y,  ${}^0\vec{r}_{0_00_1}$  = vector de posición entre el origen  $O_0$  y  $O_1$  expresado en la base vectorial, y se expresa como la ecuación (3.11).

$${}^0H_1(\varphi_1) = \begin{bmatrix} -C_1 & -S_1 & 0 & a_1C_1 \\ S_1 & C_1 & 0 & a_1S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^0R_1(\varphi_1) & {}^0\vec{r}_{0_00_1} \\ 000 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

Esta matriz representa una matriz de cambio de orientación que ejecuta una rotación con respecto al eje  $z_0$ , de un valor  $\varphi_1$ , y en la última columna está el matriz de traslación que hay entre el origen expresado en las componentes

De la misma forma se definen  ${}^1H_2(\varphi_2)$  en (3.12) a (3.16)

$${}^1H_2(\varphi_2) = \begin{bmatrix} C_2 & -S_2 & 0 & a_2C_2 \\ S_2 & C_2 & 0 & a_2S_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} {}^1R_2(\varphi_2) & {}^1\vec{r}_{0_10_2} \\ 000 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

$${}^0H_2(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3) = {}^0H_1(\varphi_1) \cdot {}^1H_2(\varphi_2) =$$

$$\begin{bmatrix} -C_1 & -S_1 & 0 & a_1C_1 \\ S_1 & C_1 & 0 & a_1S_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} C_2 & -S_2 & 0 & a_2C_2 \\ S_2 & C_2 & 0 & a_2S_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \quad (3.13)$$

$$\begin{bmatrix} -\cos(\varphi_1 + \varphi_2) & -\sin(\varphi_1 + \varphi_2) & 0 & -(a_2 + a_3)\cos(\varphi_1 - \varphi_2) + a_1\cos(\varphi_1) \\ \sin(\varphi_1 + \varphi_2) & \cos(\varphi_1 + \varphi_2) & 0 & (a_2 + a_3)\sin(\varphi_1 + \varphi_2) + a_1\sin(\varphi_1) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$${}^0R_{23}(\vec{q}) = \begin{bmatrix} -\cos(\varphi_1 + \varphi_2) & -\sin(\varphi_1 + \varphi_2) & 0 \\ \sin(\varphi_1 + \varphi_2) & \cos(\varphi_1 + \varphi_2) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.14)$$

$${}^2\vec{r}_{0_00_3} = \begin{bmatrix} -(a_2 + a_3)\cos(\varphi_1 - \varphi_2) + a_1\cos(\varphi_1) \\ (a_2 + a_3)\sin(\varphi_1 + \varphi_2) + a_1\sin(\varphi_1) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (3.15)$$

$${}^0H_{23}(\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3) = \begin{bmatrix} {}^0R_3(\vec{q}) & {}^2\vec{r}_{0_00_3} \\ 000 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

Una vez que se analizó el sistema de la extremidad en el eje rotacional  $x_0$ , se extrapolan los

resultados, para determinar el modelo cinemático que se requiere de 3 gdl, se habilita el cálculo para la posición deseada del punto  $P_{03}$ , que se encuentra en el extremo de los dedos, específicamente en la falange distal del dedo medio.

Asociando los grados de libertad que fueron descritos con anterioridad con los movimientos anatómicos del brazo se tiene:  $R_1$  que representa la flexión-extensión del húmero,  $R_2$  la abducción- aducción del húmero,  $R_3$  es la flexión-extensión del codo (Figura 3.6).

Las matrices de transformación de D-H<sup>15</sup> son  ${}^0_zH_1$ ,  ${}^0_xH_1$  y  ${}^1_zH_2$  y las coordenadas generalizadas de la articulación son  $\varphi_1, \theta_1, \varphi_2$ , , respectivamente; en el caso de  $\theta_2$  es cero ya que, solo existe un movimiento en la articulación del codo, por lo que se define de la siguiente forma:

$${}^{i-1}_{x,y,z}H_i(q_i) = \begin{bmatrix} {}^{i-1}R_i(q_i) & {}^{i-1}r & {}^{i-1}\vec{r}_{0_{i-1}0_i} \\ 0 & 0 & 0 \\ & & 1 \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

En consecuencia, la posición del punto  $P_{03}$  con respecto a las coordenadas del marco de referencia, puede ser obtenido por:

$$P_{03}(\varphi_1, \varphi_2, \theta_1) = {}^0_zH_1(\varphi_1) \cdot {}^0_xH_1(\theta_1) \cdot {}^1_zH_2(\varphi_2) \quad (3.18)$$

y, las matrices rotacionales están dadas por:

$$\begin{aligned} {}^0_zR_1(\varphi_1) &= \begin{bmatrix} -c_{\varphi_1} & -s_{\varphi_1} & 0 \\ s_{\varphi_1} & c_{\varphi_1} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} & {}^0_xR_1(\theta_1) &= \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & c_{\theta_1} & -s_{\theta_1} \\ 0 & s_{\theta_1} & c_{\theta_1} \end{bmatrix} \\ {}^1_zR_2(\varphi_2) &= \begin{bmatrix} c_{\varphi_2} & -s_{\varphi_2} & 0 \\ s_{\varphi_2} & c_{\varphi_2} & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3.19)$$

donde,  $s_i = \text{sen}_{q_i}$ ,  $c_i = \text{cos}_{q_i}$

Se desarrolla la matriz de posición  $P_{03}$  de la forma que se muestra en la ecuación (3.20).

$$P_{03}(\varphi_1, \varphi_2, \theta_1) = \begin{bmatrix} p_{11}(\varphi_1, \varphi_2) & p_{12}(\varphi_1, \varphi_2, \theta_1) & p_{13}(\varphi_1, \varphi_2, \theta_1) & p_{14}({}^1a_{3, \varphi_1, \varphi_2, \theta_1}) \\ p_{21}(\varphi_1, \varphi_2) & p_{22}(\varphi_1, \varphi_2, \theta_1) & p_{23}(\varphi_1, \varphi_2, \theta_1) & p_{24}({}^1a_{3, \varphi_1, \varphi_2, \theta_1}) \\ 0 & p_{32}(\theta_1) & p_{33}(\theta_1) & p_{34}({}^1a_{3, \theta_1}) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.20)$$

Y cada término de la matriz está dado por las funciones (3.21) a la (3.32).

<sup>15</sup> Ejemplo D-H: Anexo IV

$$p_{11}(\varphi_1, \varphi_2) = -\cos(\varphi_1 + \varphi_2) \quad (3.21)$$

$$p_{12}(\varphi_1, \varphi_2, \theta_1) = \frac{1}{2} \sin(\theta_1 - \varphi_1 + \varphi_2) - \frac{1}{2} \sin(\theta_1 + \varphi_1 - \varphi_2) \quad (3.22)$$

$$p_{12}(\varphi_1, \varphi_2, \theta_1) = \frac{1}{2} \cos(\theta_1 - \varphi_1 + \varphi_2) - \frac{1}{2} \cos(\theta_1 + \varphi_1 - \varphi_2) \quad (3.23)$$

$$\begin{aligned} p_{14}({}^1a_3, \varphi_1, \varphi_2, \theta_1) \\ = -(a_2 + a_3) \cos(\varphi_1 - \varphi_2) + \frac{1}{2} (a_1 + a_2 + a_3) \cos(\theta_1 + \varphi_1 - \varphi_2) \\ - \frac{1}{2} (a_1 + a_2 + a_3) \cos(\theta_1 - \varphi_1 + \varphi_2) + a_1 \cos \varphi_1 \end{aligned} \quad (3.24)$$

$$p_{21}(\varphi_1, \varphi_2) = \sin(\varphi_1 + \varphi_2) \quad (3.25)$$

$$p_{22}(\varphi_1, \varphi_2, \theta_1) = \frac{1}{2} \cos(\theta_1 - \varphi_1 - \varphi_2) + \frac{1}{2} \cos(\theta_1 + \varphi_1 + \varphi_2) \quad (3.26)$$

$$p_{23}(\varphi_1, \varphi_2, \theta_1) = -\frac{1}{2} \sin(\theta_1 - \varphi_1 - \varphi_2) - \frac{1}{2} \sin(\theta_1 + \varphi_1 + \varphi_2) \quad (3.27)$$

$$\begin{aligned} p_{24}({}^1a_3, \varphi_1, \varphi_2, \theta_1) \\ = (a_2 + a_3) \sin(\varphi_1 + \varphi_2) + \frac{1}{2} (a_1 + a_2 + a_3) \sin(\theta_1 - \varphi_1 - \varphi_2) \\ + \frac{1}{2} (a_1 + a_2 + a_3) \sin(\theta_1 + \varphi_1 + \varphi_2) + a_1 \sin \varphi_1 \end{aligned} \quad (3.28)$$

$$p_{31}(\theta_1) = 0 \quad (3.29)$$

$$p_{32}(\theta_1) = \sin \theta_1 \quad (3.30)$$

$$p_{33}({}^1a_3, \theta_1) = \cos \theta_1 \quad (3.31)$$

$$p_{34}({}^1a_3, \varphi_1, \varphi_2, \theta_1) = (a_1 + a_2 + a_3) \cos \theta_1 \quad (3.32)$$



### 3.4.1 Análisis cinemático mediante Kinovea®.

Hoy en día existen programas informáticos que se pueden descargar sin coste con los que se pueden desentrelazar los fotogramas, añadir contadores de fotogramas, contadores de tiempo, marcar eventos, calcular ángulos, velocidades, aceleraciones, trayectorias, seleccionar fotogramas representativos y otras acciones propias de los estudios cinemáticos [60]. Mediante el vídeo se pueden medir tiempos. Para ello habrá que seleccionar los eventos entre los que se quiere medir el tiempo. Estos eventos pueden estar relacionados con el medio en que se realiza la actividad, como por ejemplo inicio y final del contacto con el suelo, o de la fase de la brazada en la que la mano se mueve dentro del agua [101].

Para reportar un patrón de los movimientos de la extremidad superior, se debe realizar para movimientos que están concadenados con otras partes del cuerpo: como es la marcha, sentarse y en diversos movimientos en el plano sagital y frontal, en donde el patrón de cada ciclo depende mucho de la frecuencia en que se realiza cada desplazamiento. Ya que para llevar la mano de un punto a otro la frecuencia con la que se realice dicho movimiento, va a presentar diversos cambios de la señal en las fronteras

Para medir los rangos de movimiento en el plano sagital y plano frontal en un sujeto sano, se utilizó una cámara digital Sony Alpha 56 y una cámara Cannon, y debido a su confiabilidad para medir el rango de movimiento cervical [102] se utiliza la aplicación <sup>16</sup>Kinovea® 0.8.26. Sirve para realizar análisis, comparación y evaluación de deportes y entrenamiento [103]. También puede explorar y comentar las acciones biomecánicas, esta herramienta permite modificar y gestionar por video o fotografía de una manera sencilla, utilizando un sistema de ventajas y pequeños íconos gráficos, la escritura sobre las imágenes, marcación de ejes, cálculos de tiempo mediante cronómetros, cálculo de ángulos, medición de distancias, seguimiento de trayectorias, y otros (ver Figura 3.8). Siempre dentro de una edición de video la cual mediante un cursor permite avanzar o retroceder la secuencia de la filmación fotograma a fotograma, aplicando sobre las imágenes las acciones que se precisen.

---

<sup>16</sup> Kinovea® 0.8.26. ver Anexo III

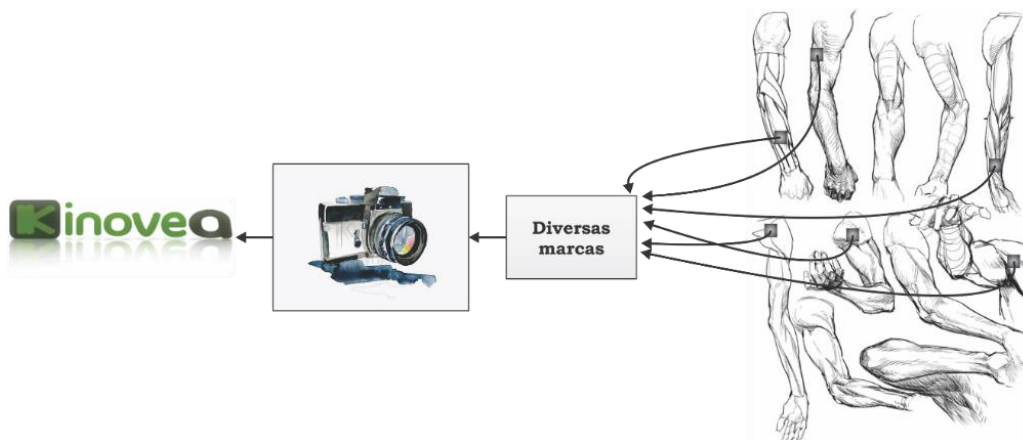


Figura 3.7. Diagrama de bloques del sistema de medición.

Como el software sigue partes luminosas de las marcas colocadas y puede generar variaciones en las señales generadas, se grabaron con luz que no permitiera reflejos no deseados, color negro de fondo, y marcas con alta luminiscencia, en diferentes partes de cada segmento corporal.

### 3.5 Análisis dinámico del exoR de 3 gdl.

Para este análisis, debido a la complejidad de la solución, se realiza el mismo procedimiento que para el análisis cinemático, es decir, se obtiene el modelo dinámico de dos gdl en el plano XY y de un gdl en las coordenadas XZ, de esta forma se tienen los modelos donde abarcan tres gdl; posteriormente se debe hacer el álgebra correspondiente y realizar una unión de ambos modelos y así obtener el modelo correspondiente.

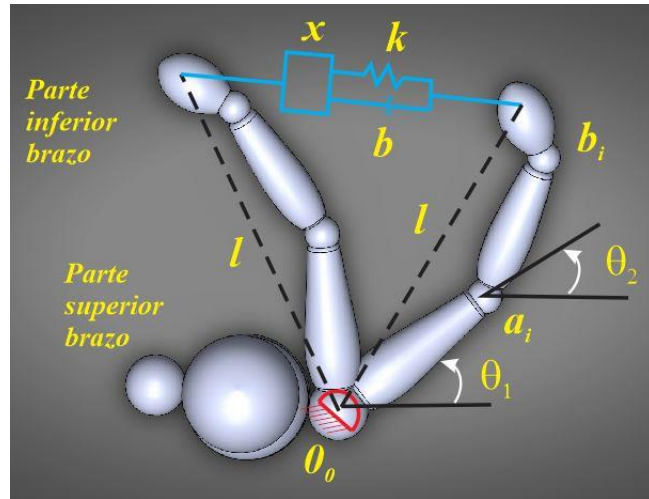
Para obtener el diagrama de cuerpo libre, analizarlo y obtener el modelo dinámico de tres gdl en las coordenadas  $0_0XYZ$ , se requiere siempre el modelo real de la extremidad superior (ver Figura 3. 8) para el diagrama de cuerpo libre.

De acuerdo con [79] el brazo puede considerarse un sistema de masa-resorte-amortiguador (ver Figura 3. 8). Existen algunas propiedades ergonómicas de las diferentes partes del cuerpo que se aplican para el desarrollo de un modelo matemático de la forma de Euler-Lagrange [104]; el diagrama de cuerpo libre se dibuja de acuerdo a la trayectoria del movimiento de la mano. El gdl se considera de tres, ya que tres partes del brazo se están moviendo activamente viéndolo desde un punto perpendicular al plano. El Lagrangiano se calcula a partir de la energía potencial y cinética. Sin embargo, si se supone que el sistema de huesos y músculos actúa como un sistema masa-resorte-amortiguador, es necesario introducir un término para el amortiguador. Considerando la amortiguación, la ecuación de Lagrange se da como:

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{\theta}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial \theta_i} + \frac{\partial \mathcal{R}}{\partial \dot{\theta}_i} = T_i \tag{3.33}$$



a) Sistema masa-resorte-amortiguador.



b) Esquema para el movimiento del brazo.

Figura 3.9. Imagen demostrativa del sistema a) modelo del brazo, b) diagrama del brazo.

### 3.5.1 Análisis dinámico de 3 gdl en plano XY.

Teniendo en cuenta los diagramas que se muestran en la Figura 3.10, se procederá a determinar el modelo dinámico de un exoR de 3 gdl en el plano XY.

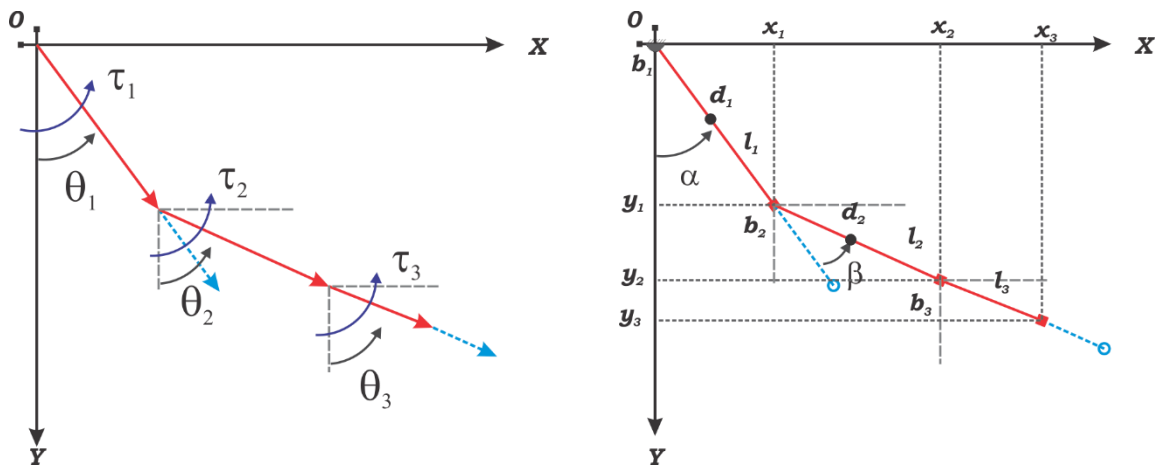


Figura 3.10. Diagrama de cuerpo libre del brazo para realizar el análisis dinámico de 2 gdl. En el plano XY

A continuación, se definen algunas variables que se utilizarán para el modelado.

- $m_1$  masa del brazo
- $m_2$  masa del antebrazo
- $m_3$  masa de la mano

- $l_1$  longitud del brazo
- $l_2$  longitud del antebrazo
- $l_3$  longitud de la mano
- $d_1$  distancia al centro de masa del brazo
- $d_2$  distancia al centro de masa del antebrazo
- $d_3$  distancia al centro de masa de la mano
- $J_1$  Momento de inercia del brazo
- $J_2$  Momento de inercia del antebrazo
- $J_3$  Momento de inercia de la mano
  
- $\theta_1$  Ángulo del brazo
- $\theta_2$  Ángulo del antebrazo
- $\theta_3$  Ángulo de mano
- $\tau_1$  Par aplicado al brazo
- $\tau_2$  Par aplicado al antebrazo
- $\tau_3$  Par aplicado a mano

La mano, parte importante de la extremidad se toma en cuenta para el diseño, ya que finalmente la finalidad de la extremidad es posicionarla en algún punto del espacio. Para el diseño, tanto la masa, como longitud son utilizadas. Por lo tanto al final del análisis, los términos relacionados con  $\gamma, J_3, \theta_3$ , van a ser igualados con cero.  $l_{23} = l_2 + l_3$ .

Entonces; realizando un análisis de ángulo se obtienen las componente en  $x$  y en  $y$ .

$$\begin{aligned}
 \alpha &= \theta_1 & \theta_1 &= \alpha \\
 \beta &= \theta_2 - \theta_1 & \theta_2 &= \beta + \theta_1 \\
 \gamma &= \theta_3 - \theta_2 & \theta_3 &= \gamma + \beta + \theta_1
 \end{aligned}
 \tag{3.34}$$

$$\begin{aligned}
 x_1 &= d_1 \sin \theta_1 \\
 y_1 &= d_1 \cos \theta_1 \\
 x_2 &= l_1 \sin \theta_1 + d_2 \sin \theta_2 \\
 y_2 &= l_1 \cos \theta_1 + d_2 \cos \theta_2 \\
 x_3 &= l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin \theta_2 + d_3 \sin \theta_3 \\
 y_3 &= l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos \theta_2 + d_3 \cos \theta_3
 \end{aligned}
 \tag{3.35}$$

Sus derivadas son:

$$\begin{aligned}
 \dot{x}_1 &= d_1 \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 \\
 \dot{y}_1 &= -d_1 \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 \\
 \dot{x}_2 &= l_1 \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 + d_2 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 \\
 \dot{y}_2 &= -l_1 \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 - d_2 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 \\
 \dot{x}_3 &= l_1 \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 + l_2 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 + d_3 \dot{\theta}_3 \sin \theta_3 \\
 \dot{y}_3 &= -l_1 \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 - l_2 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 - d_3 \dot{\theta}_3 \sin \theta_3
 \end{aligned}
 \tag{3.36}$$

Si  $L = k_i - V$ , y  $k = \frac{1}{2}J\theta^2 + \frac{1}{2}mv^2$ , por lo que se tiene,

$$k_i = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^3 [J_i \xi^2 + m_i v_i^2]
 \tag{3.37}$$

Ahora se requiere obtener  $v_1$ ,  $v_2$  y  $v_3$ , y usando el conjunto de ecuaciones (3.35), (3.36) para dejar en términos de  $\theta$ , se tiene la energía cinética, la cual queda de la forma:

$$k_i = \frac{1}{2}J_1 \dot{\theta}_1^2 + \frac{1}{2}m_1 v_1^2 + \frac{1}{2}J_2 (\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1)^2 + \frac{1}{2}m_2 v_2^2 + \frac{1}{2}J_3 (\dot{\theta}_3 - \dot{\theta}_2)^2 + \frac{1}{2}m_3 v_3^2
 \tag{3.38}$$

la energía potencial:

$${}^nV_i = \sum_{i=1}^3 m_i g h_i
 \tag{3.39}$$

Queda de la forma:

$$\begin{aligned}
 h_1 &= l_1 (1 - \cos \theta_1) \\
 h_2 &= l_1 (1 - \cos \theta_1) + l_2 (1 - \cos \theta_2) \\
 h_3 &= l_1 (1 - \cos \theta_1) + l_2 (1 - \cos \theta_2) + l_3 (1 - \cos \theta_3)
 \end{aligned}
 \tag{3.40}$$

por lo tanto,

$${}^3V_1 = (m_1 + m_2 + m_3)gl_1(1 - \cos \theta_1) + (m_2 + m_3)gl_2 \cos(1 - \theta_2) + m_3gl_3 \cos(1 - \theta_3)
 \tag{3.41}$$

para D,

$$D = \frac{1}{2}b_1 \dot{\theta}_1 + \frac{1}{2}b_2 \dot{\theta}_2 + \frac{1}{2}b_3 \dot{\theta}_3
 \tag{3.42}$$

ahora que se tienen los valores de  $k$  y  ${}^nV_i$  entonces se puede obtener  $L = k - {}^3V_1$

$$\begin{aligned}
 L = & \frac{1}{2}J_1(\dot{\theta}_1)^2 + \frac{1}{2}m_1((\dot{\theta}_1)^2d_1^2) + \frac{1}{2}J_2(\dot{\theta}_2 - \dot{\theta}_1)^2 + \frac{1}{2}m_2(l_1^2(\dot{\theta}_1)^2 + 2d_2l_1\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2\cos(\theta_1 \\
 & - \theta_2) + d_2^2(\dot{\theta}_2)^2) + (1/2)J_3(\dot{\theta}_3 - \dot{\theta}_2)^2 + \frac{1}{2}m_3(l_1^2(\dot{\theta}_1)^2 \\
 & + 2l_1l_2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_2\cos(\theta_1 - \theta_2) + 2\dot{\theta}_1\dot{\theta}_3d_3l_1\cos(\theta_1 - \theta_3) + l_2^2(\dot{\theta}_2)^2 \\
 & + 2d_3l_2\dot{\theta}_2\dot{\theta}_3\cos(\theta_2 - \theta_3) + (\dot{\theta}_3)^2d_3^2) - ((m_1 + m_2 + m_3)gl_1(1 \\
 & - \cos\theta_1) + (m_2 + m_3)gl_2\cos(1 - \theta_2) + m_3gl_3\cos(1 - \theta_3))
 \end{aligned} \tag{3.43}$$

Realizando el álgebra correspondiente, se obtienen el conjunto de ecuaciones diferenciales que rigen la dinámica del exoesqueleto para 3 gdl:

$$\begin{aligned}
 (J_1 + J_2 + d_1^2m_1 + l_1^2m_2 + l_1^2m_3)\ddot{\theta}_1 + (J_2 + d_2l_1m_2\cos(\theta_1 - \theta_2) + l_1l_2m_3\cos(\theta_1 \\
 - \theta_2))\ddot{\theta}_2 + (d_3l_1m_3\cos(\theta_1 - \theta_3))\ddot{\theta}_3 + (m_3 + m_2 + m_1)gl_1\sin\theta_1 \\
 + (d_2l_1m_2\sin(\theta_1 - \theta_2) + l_1l_2m_3\sin(\theta_1 - \theta_2))(\dot{\theta}_2)^2 \\
 + (\dot{\theta}_3)^2d_3l_1m_3\sin(\theta_1 - \theta_3) + \dot{\theta}_1b_1 = \tau_1 \\
 (-J_2 + d_2l_1m_2\cos(\theta_1 - \theta_2) + l_1l_2m_3\cos(\theta_1 - \theta_2))\ddot{\theta}_1 + (J_2 + J_3 + d_2^2m_2 + l_2^2m_3)\ddot{\theta}_2 \\
 + (-J_3 + d_3l_2m_3\cos(\theta_2 - \theta_3))\ddot{\theta}_3 - (m_3 + m_2)gl_2\sin(\theta_2 - 1) \\
 - m_2d_2l_1(\dot{\theta}_1)^2\sin(\theta_1 - \theta_2) + m_3d_3l_2(\dot{\theta}_3)^2\sin(\theta_2 - \theta_3) \\
 - m_3l_1l_2(\dot{\theta}_1)^2\sin(\theta_1 - \theta_2) + (\dot{\theta}_2)^2b_2 = \tau_2 \\
 (d_3l_1m_3\cos(\theta_1 - \theta_3))\ddot{\theta}_1 + (-J_3 + d_3l_2m_3\cos(\theta_2 - \theta_3))\ddot{\theta}_2 + (J_3 + m_3d_3^2)\ddot{\theta}_3 \\
 - d_3l_1m_3(\sin(\theta_1 - \theta_3))(\dot{\theta}_1)^2 - d_3l_2m_3(\sin(\theta_2 - \theta_3))(\dot{\theta}_2)^2 \\
 - gl_3m_3\sin(\theta_3 - 1) + \dot{\theta}_3b_3 = \tau_3
 \end{aligned} \tag{3.44}$$

Sustituyendo valores para reducir términos, se tiene que:

$$\begin{aligned}
 A_1 &= J_1 + J_2 + d_1^2m_1 + l_1^2m_2 + l_1^2m_3 \\
 B_1 &= -J_2 + d_2l_1m_2\cos(\theta_1 - \theta_2) + l_1l_2m_3\cos(\theta_1 - \theta_2) \\
 C_1 &= d_3l_1m_3\cos(\theta_1 - \theta_3)
 \end{aligned} \tag{3.45}$$

$$\begin{aligned}
 A_2 &= -J_2 + d_2l_1m_2\cos(\theta_1 - \theta_2) + l_1l_2m_3\cos(\theta_1 - \theta_2) \\
 B_2 &= J_2 + J_3 + d_2^2m_2 + l_2^2m_3 \\
 C_2 &= -J_3 + d_3l_2m_3\cos(\theta_2 - \theta_3)
 \end{aligned} \tag{3.46}$$

$$\begin{aligned}
 A_3 &= d_3l_1m_3\cos(\theta_1 - \theta_3) \\
 B_3 &= -J_3 + d_3l_2m_3\cos(\theta_2 - \theta_3) \\
 C_3 &= J_3 + m_3d_3^2
 \end{aligned} \tag{3.47}$$

Quedando el conjunto de ecuaciones de movimiento siguientes:

$$\begin{aligned}
 & A_1\ddot{\theta}_1 + B_1\ddot{\theta}_2 + C_1\ddot{\theta}_3 + b_1\dot{\theta}_1 + [m_2d_2l_1\dot{\theta}_2\sin(\theta_1 - \theta_2) + m_3l_1l_2\dot{\theta}_2\sin(\theta_1 - \theta_2)]\theta_2' \\
 & \quad + [m_3d_3l_1\dot{\theta}_3\sin(\theta_1 - \theta_3)]\dot{\theta}_3 + gl_1m_1\sin\theta_1 + gl_1m_2\sin\theta_1 \\
 & \quad + gl_1m_3\sin\theta_1 = \tau_1 \\
 & A_2\ddot{\theta}_1 + B_2\ddot{\theta}_2 + C_2\ddot{\theta}_3 - [m_2d_2l_1\dot{\theta}_1\sin(\theta_1 - \theta_2) + m_3l_1l_2\dot{\theta}_1\sin(\theta_1 - \theta_2)]\dot{\theta}_1 + b_2\dot{\theta}_2 \\
 & \quad + [m_3d_3l_2\dot{\theta}_3\sin(\theta_2 - \theta_3)]\dot{\theta}_3 - gl_2m_2\sin(\theta_2 - 1) - gl_2m_3\sin(\theta_2 - 1) \\
 & \quad = \tau_2 \\
 & A_3\ddot{\theta}_1 + B_3\ddot{\theta}_2 + C_3\ddot{\theta}_3 - [m_3d_3l_1\dot{\theta}_1\sin(\theta_1 - \theta_3)]\dot{\theta}_1 - [d_3l_2m_3\dot{\theta}_2\sin(\theta_2 - \theta_3)]\dot{\theta}_2 + b_3\dot{\theta}_3 \\
 & \quad - gl_3m_3\sin(\theta_3 - 1) = \tau_3
 \end{aligned} \tag{3.48}$$

Escribiéndolas en variables de estado:

$$M(\theta_i)\ddot{\theta}_i + C(\theta_i, \dot{\theta}_i)\dot{\theta}_i + g(\theta) + f_f(\dot{\theta}_i, d_i) = \tau_i \tag{3.49}$$

Considerando que:

$$\begin{aligned}
 c_{11} &= b_1 \\
 c_{12} &= m_2d_2l_1\sin(\theta_1 - \theta_2) + m_3l_1l_2\sin(\theta_1 - \theta_2) \\
 c_{13} &= m_3d_3l_1\sin(\theta_1 - \theta_3) \\
 c_{21} &= m_2d_2l_1\sin(\theta_1 - \theta_2) + m_3l_1l_2\sin(\theta_1 - \theta_2) \\
 c_{22} &= b_2 \\
 c_{23} &= m_3d_3l_2\sin(\theta_2 - \theta_3) \\
 c_{31} &= m_3d_3l_1\sin(\theta_1 - \theta_3) \\
 c_{32} &= m_3d_3l_2\sin(\theta_2 - \theta_3) \\
 c_{33} &= b_3
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 f_{11} &= (m_1 + m_2 + m_3)gl_1\sin\theta_1 \\
 f_{21} &= (m_2 + m_3)gl_2\sin(\theta_2 - 1) \\
 f_{31} &= gl_3m_3\sin(\theta_3 - 1)
 \end{aligned} \tag{3.50}$$

$$\frac{1}{\Delta} = \frac{1}{A_1B_2C_3 - A_1B_3C_2 - A_2B_1C_3 + A_2B_3C_1 + A_3B_1C_2 - A_3B_2C_1}$$

$$\begin{aligned}
 g_1 &= f_{11} + c_{11}\dot{\theta}_1 + c_{12}\dot{\theta}_2^2 + c_{13}\dot{\theta}_3^2 \\
 g_2 &= f_{21} - c_{21}\dot{\theta}_1^2 - c_{22}\dot{\theta}_2 - c_{23}\dot{\theta}_3^2 \\
 g_3 &= f_{31} - c_{31}\dot{\theta}_1^2 - c_{32}\dot{\theta}_2^2 + c_{33}\dot{\theta}_3
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\nabla_{11} &= B_2 C_3 - B_3 C_2 \\
\nabla_{12} &= -B_1 C_3 + B_3 C_1 \\
\nabla_{13} &= B^1 C^2 - B^2 C^1 \\
\nabla_{21} &= -A_2 C_3 + A_3 C_2 \\
\nabla_{22} &= A_1 C_3 - A_3 C_1 \\
\nabla_{23} &= -B_1 C_2 + B_2 C_1 \\
\nabla_{31} &= A_2 B_3 - A_3 B_2 \\
\nabla_{32} &= -A_1 B_3 + A_3 B_1 \\
\nabla_{33} &= A_1 B_2 - A_2 B_1
\end{aligned}$$

El modelo matemático del exoR de 3 gdl queda de la forma siguiente:

$$\begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \\ \ddot{\theta}_3 \end{bmatrix} = \frac{1}{\Delta} \begin{bmatrix} \nabla_{11} & \nabla_{12} & \nabla_{13} \\ \nabla_{21} & \nabla_{22} & \nabla_{23} \\ \nabla_{31} & \nabla_{32} & \nabla_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \tau_1 - g_1 \\ \tau_2 + g_2 \\ \tau_3 - g_3 \end{bmatrix} \quad (3.51)$$

### 3.5.2 Análisis dinámico de 2 gdl en plano YZ.

Así para los modelos del exoR de 2 gdl queda de la forma:

$$\begin{bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{bmatrix} = \frac{1}{\Delta} \begin{bmatrix} \nabla_{11} & \nabla_{12} \\ \nabla_{21} & \nabla_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{\theta}_1 \\ \dot{\theta}_2 \end{bmatrix} + Au \quad (3.52)$$

donde,



$$A_{11} = J_1 + J_2 + m_1 d_1^2 + m_2 d_2^2 + m_2 l_1^2 + 2m_2 d_2 l_1 \cos \theta_2$$

$$A_{12} = A_{21} = J_2 + d_2^2 m_2 + m_2 d_2 l_1 \cos \theta_2$$

$$A_{22} = J_2 + d_2^2 m_2$$

$$C_{11} = b_1$$

$$C_{12} = -2m_2 d_2 l_1 \theta_1 \sin \theta_2 - m_2 d_2 l_1 \theta_2$$

$$C_{21} = m_2 d_2 l_1 \theta_1' (\sin \theta_2)$$

$$C_{22} = b_2$$

$$G_{11} = (m_1 d_1 + m_2 l_1) g \cos \theta_1 + m_2 g d_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)$$

$$G_{21} = m_2 g d_2 \cos(\theta_1 + \theta_2)$$

(3.53)

$$V_{11} = A_{12} C_{21} - A_{22} C_{11}$$

$$V_{12} = A_{12} (C_{11} + G_{11}) - A_{11} (C_{21} + G_{21})$$

$$V_{21} = A_{12} C_{11} - A_{11} C_{21}$$

$$V_{22} = A_{12} C_{12} - A_{11} C_{21}$$

$$A = \begin{bmatrix} A_{22} & -A_{12} \\ -A_{12} & A_{11} \end{bmatrix}$$

$$u = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix}$$

La importancia de tener los modelos en 3 gdl y 2 gdl, es que va a permitir una mejor visualización de los movimientos y una adecuada combinación para movimientos suaves<sup>17</sup>.

Descubrirla es posible,  
nuestra Hada Azul existe en un lugar y en un lugar solamente.  
En el fin del mundo, donde los leones lloran.  
Es un lugar donde nacen los sueños.

**Película IA**

---

<sup>17</sup> Movimientos suaves.



# Capítulo 4

## Diseño de exoesqueleto de extremidades superiores

En este capítulo se muestra el diseño de un exoesqueleto pasivo: se reportan los parámetros de movimiento que se utilizan como especificaciones para el diseño del mecanismo de la extremidad superior. Se presentan los mecanismos en cada grado de libertad.



## 4.1 Diseño conceptual.

El diseño del exoR incluye varios aspectos, como el diseño de la estructura cinemática (capítulo 3), mecanismos de actuación (capítulo actual), arquitectura de control (capítulo 2). La estructura cinemática de un exoesqueleto es el bloque fundamental de su diseño y es determinante de las capacidades funcionales del dispositivo [105]. Para explorar las ideas posibles de diseño de manera exhaustiva y sistemática, que carezcan de algún parecido o ideas de los diseños actualmente investigados o de equipos a la venta es complejo (ver tabla II), en ella se muestra una clasificación de exoesqueletos robóticos para el miembro superior, para complementar la información de autores anteriores. Utilizando la convención de Pahl y Beitz [106], se propone el modelo funcional en la Figura 4.1 para el exoR. Los bloques donde aparece “agregar – desprenderse” son las etapas donde se modelan las mHMIs. El bloque de control, es la etapa donde se activa y controlan los movimientos del exoR. La etapa de interactuar es el bloque funcional que modela la interacción física del exoR con el brazo humano.

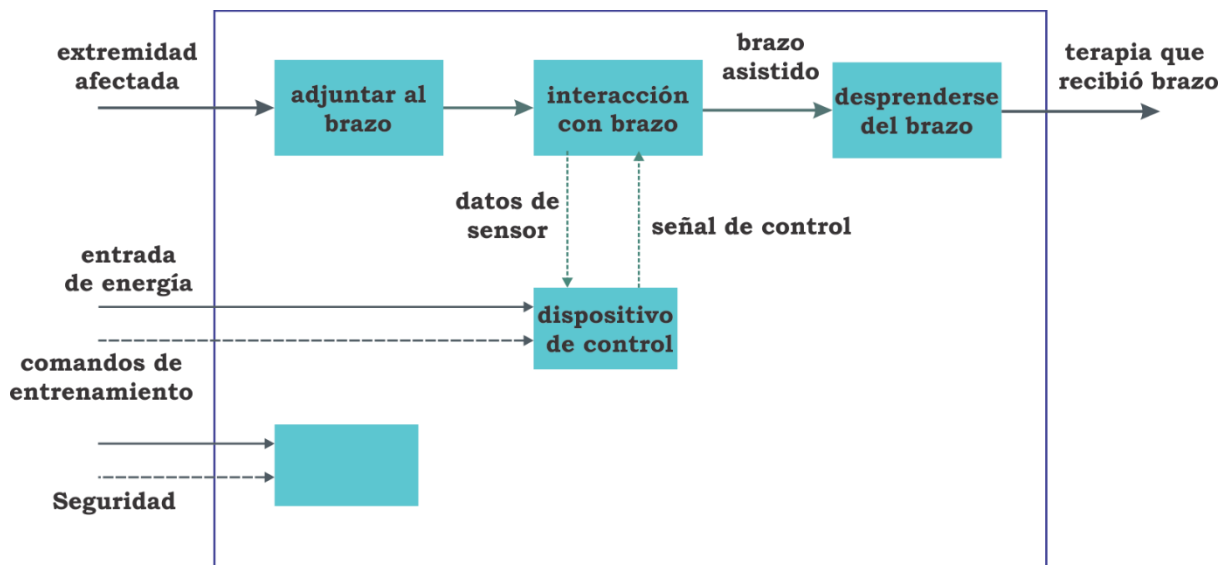


Figura 4.1 Modelo funcional propuesto para un exoesqueleto.

La función de la extremidad superior debido a su anatomía, biomecánica, geometría y elementos biológicos que le integran son difícil de reemplazar [107]. Entonces, los exoesqueletos deben de evolucionar constantemente para lograr lo que ya se ha mencionado, emular los movimientos de la extremidad. La investigación que ya constituye un área de interés creciente en beneficio del ser humano, y algunos parámetros son muy importantes, como: aspectos de percepción, modelado, control, monitorización, actuación e interacción, entre otros [22].

Actualmente los exoesqueletos de extremidades superiores intentan cumplir las siguientes funciones principales:

1. Proporcionar una mejor calidad de vida, ante un ACV u otra afección que produzca parálisis o falla física.
2. Ayudar en el funcionamiento ante la presencia de un fallo físico por causas de la edad.
3. Proporcionar un aumento de fuerza, para poder realizar actividades donde sea requerido aumentar la fuerza humana.
4. Ante la fatiga física, proporcionar elementos que prevean esta situación.
5. En cuestiones de terapia, pueda proporcionar por mayor periodo de tiempo terapia, al ser portable.

Los diversos exoesqueletos robóticos activo, pasivo, inteligente o esclavo-maestro, poseen diferentes configuraciones de acuerdo a como intentan cumplir las tareas anteriores. El control para esos exoesqueletos se basa en el análisis cinemático, estudios biomecánicos y análisis dinámicos, tanto en las articulaciones, como en los movimientos para posicionar la mano en algún punto dado [107].

#### 4.2 Especificaciones de diseño para un exoesqueleto de 3 gdl.

La biomecánica de las articulaciones en extremidades superiores ha sido reportada en diferentes trabajos [16, 40, 64, 103, 104]. Los trabajos reportan posición anatómica, grados de libertad, y rangos de movimiento. Para mayores datos, en el capítulo 2 se describe la biomecánica.

En este caso, se utilizó el programa Kinovea usando de marco de referencia global una cuadratura esquemática para obtener las mediciones más cercanas al modelo real. En consecuencia, las mediciones cinemáticas en el mayor de los casos son limitados a movimientos en dos planos; pero con lecturas y resolución de modelos matemáticos, se pueden extrapolar a un movimiento en tres dimensiones, que aparentemente no es perceptible.

Entonces con base en los análisis presentados en el capítulo 3 y las investigaciones biomecánicas reportadas en el capítulo 2, a continuación se establecen los parámetros y particularidades que son considerados para el diseño del exoesqueleto robótico de 3 grados de libertad pasivo. El exoesqueleto robótico es denominado exoR IPPEARM-LV01.

Parámetros biomecánicos de la extremidad superior:

- Codo: flexión máxima codo de 110°.
- Hombro: flexión máximo del hombro es de 170° y extensión de 45°.
- Aducción máxima del hombro es de 140°.
- El hombro es una articulación de tres ejes y tres grados de libertad.
- El codo es una articulación de un gdl.
- El brazo varía entre los 24 a los 40 cm.
- El antebrazo varía entre los 20 y 35 cm.
- La mano varía entre los 15 y 30 cm.

Particularidades:

- La extremidad al estar en la posición inicial, paralela al tronco, no se encuentra completamente en las coordenadas (0, 0, 0), sino que tiene en promedio 7° o más en la parte de la falange media. Por lo que las coordenadas iniciales son (0, 0, 7), esto depende de la complexión de la persona.
- La amplitud de los ángulos es repetible si se desea hacer el mismo movimiento y llegar a la misma posición.
- No se toman movimientos para el caso de la marcha. Es decir, la persona está en el mismo punto.
- Los movimientos del hombro están limitados a un cuadrante.
- Los materiales propuestos se pueden observar en la Tabla VIII.
- Los movimientos se basan en conocer la posición.
- El objetivo es lograr que los ángulos del exoR y el ángulo natural de la extremidad superior estén dentro de los parámetros de movimientos naturales de personas de diferente fenotipo y características diferentes antropométricas. Por el momento se consideran movimientos sin perturbaciones.

Tabla VIII. Materiales propuestos para el análisis.

Material	Módulo de Young (GPa)	Densidad (kg/m <sup>3</sup> )	Relación de Poisson	Esfuerzo de Cedencia (Mpa)
Aluminio 6061	69.5	2700	0.33	240
Acero grado A tipo B	200	7850	0.3	600
Nylamid	435	1140	0.8	464

Tabla IX. Datos físicos del exoR.

Parte exoR	Masa (kg)	Centro de masa	DI	J	L1 (cm)
Antebrazo	1.9507356681		23	Ixx= 2.593271604E-02 Iyy= 2.4247304364E-02 Izz= 6.0248430926E-03	46
Brazo abducción	3.6519885803;	0.1280807924; 1.926961386e-3	36	Ixx=0.1280807924 Iyy=0.1255175241 Izz=1.8365682952E-02	72
Brazo flexión	3.402227438		36	Ixx= 0.1055503971 Iyy= 0.1040100727 Izz= 1.408175677E-02	72

### 4.3 Representación cinemático espacial.

En cuanto a los movimientos espaciales, se analizará la articulación del codo, la cual sólo se mueve en el plano  $X_i$  y  $Y_i$ , ya que es una articulación de revoluta y sólo flexión y extensión serán analizados (ver Figura 4.2)

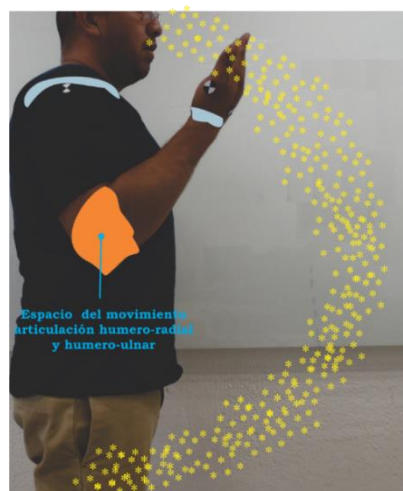
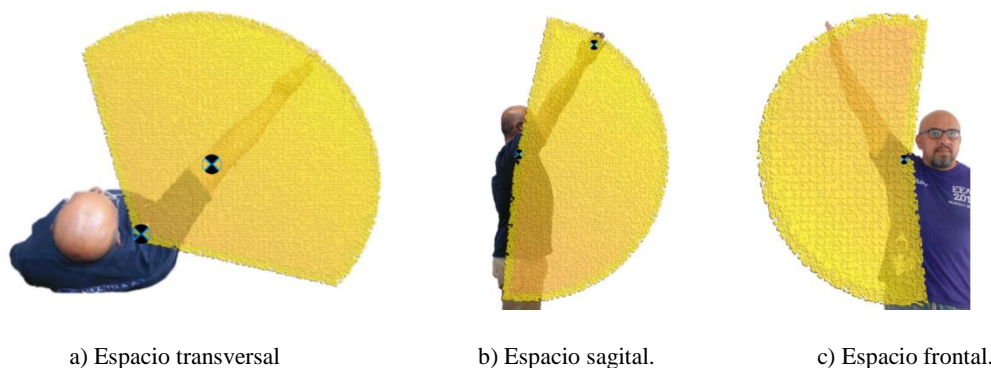


Figura 4.2. Lugar espacial de la mano, con el gdl flexión-extensión del codo.

El rango de movimiento de la articulación compuesta del hombro, se ve reflejada en la Figura 4.3 que muestra desde las diferentes vistas del plano anatómico para ilustrar la distancia que puede ocupar la mano. En este caso se presenta con la extremidad extendida y sin ninguna flexión de la articulación humero-cubital. Y así observar la máxima extensión donde la falange media puede llegar.



a) Espacio transversal

b) Espacio sagital.

c) Espacio frontal.

Figura 4.3 Espacio de trabajo tridimensional de la mano, dado por los ángulos de cada gdl. a) De la vista transversal, b) de la vista sagital, c) de la vista frontal. La nube amarilla indica el rango de movimiento de la traslación de la articulación glenohumeral, que abarcan los movimientos del hombro aproximadamente, sin realizar flexión de la articulación húmero-cubital.

#### 4.4 Especificaciones mecánicas de ExoR IPPEARM-LV01.

IPPEARM-LV01 (Interactivo, Portable, Pasivo, Exoesqueleto; ARM- brazo LV- Luis Vázquez; versión 01), tiene 3 grados de libertad, que apoyan el movimiento de la articulación glenohumeral la escapula-torácica y el codo. La Figura 4.4 muestra el modelo CAD del exoesqueleto en un modelo humano, y los esquemas representados del sistema.



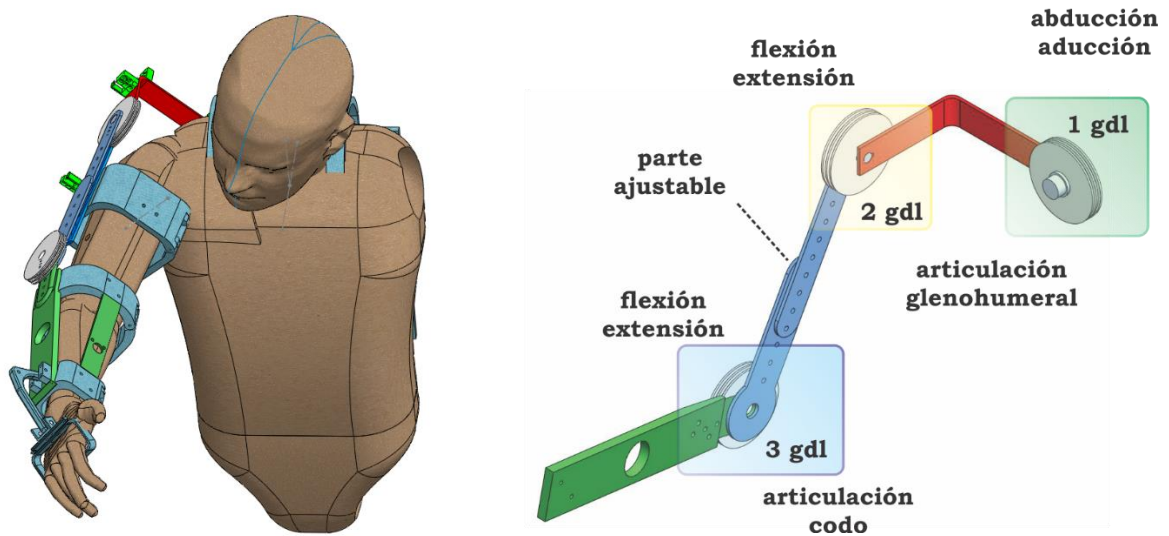


Figura 4.4. IPPEARM-LV01 diseño mecánico.

La flexión y la extensión del codo se apoyan en una articulación revolvente activa que conecta el brazo superior del dispositivo al eslabón del antebrazo. La capacidad de ajuste de la articulación del antebrazo y el brazo superior del dispositivo puede asegurar una alineación estrecha de la articulación del exoesqueleto con la articulación del codo del paciente. La estructura circular que aloja el riel del deslizador de la muñeca está ligeramente sujeta alrededor de la muñeca del paciente para asegurar el antebrazo al dispositivo, y evitar el deslizamiento del agarre del paciente (ver Figura 4.4).

#### 4.5 Diseño virtual de plataforma experimental.

Aunque existan diversos fenotipos en el mundo, las partes del cuerpo donde se coloquen los mHMIs son similares anatómicamente, por lo que se debe procurar que los contactos sean ergonómicos y capaces de soportar las fuerzas que se apliquen, además de intercambiables. La longitud de cada componente si se diseña para ser de extensión variable, debe ser capaz de adaptarse a cada sujeto.

El diseño que se propone (ver Figura 4.5), se considera colocar en la espalda los motores, los cuales serán portados como si se llevará una mochila en los hombros. En ambas partes, se puede observar la forma en que están montados los motores, llevando el peso al punto donde se realice menos esfuerzo en la carga, la espalda y la espalda baja. La placa donde están montados los motores por ser prototipo virtual se mantiene de forma completa y gruesa. La idea es que, al finalizar el montaje de todas las partes, se le haga un desbaste donde no pierda la forma, es decir, realizar una especie de panel en la parte posterior y se reduzca su masa.

En la Figura 4.6 se muestra cada parte que va montado en la base de la espalda, se utilizan

poleas para cambiar direcciones de los cables que van a permitir transmitir la fuerza desde la posición de cada motor hasta las poleas. La placa-base va a ser el punto fijo del exoesqueleto, lo que debe de sujetarse adecuadamente, para evitar que con el movimiento se produzcan perturbaciones adicionales en los movimientos.

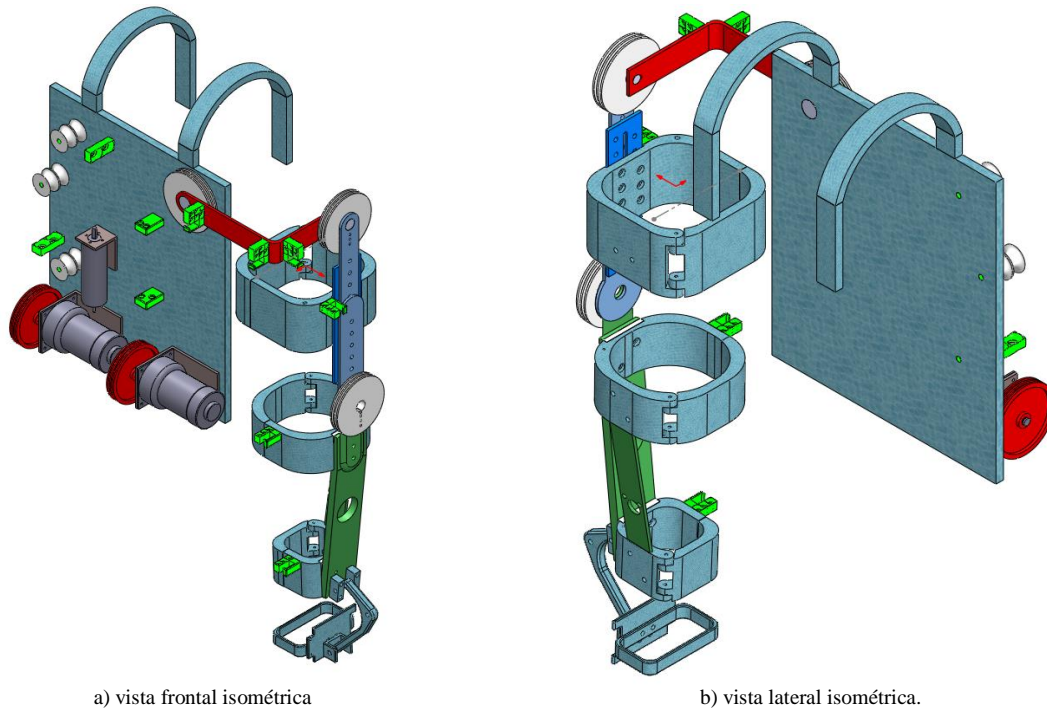


Figura 4.5. Diseño del exoR para extremidad superior.

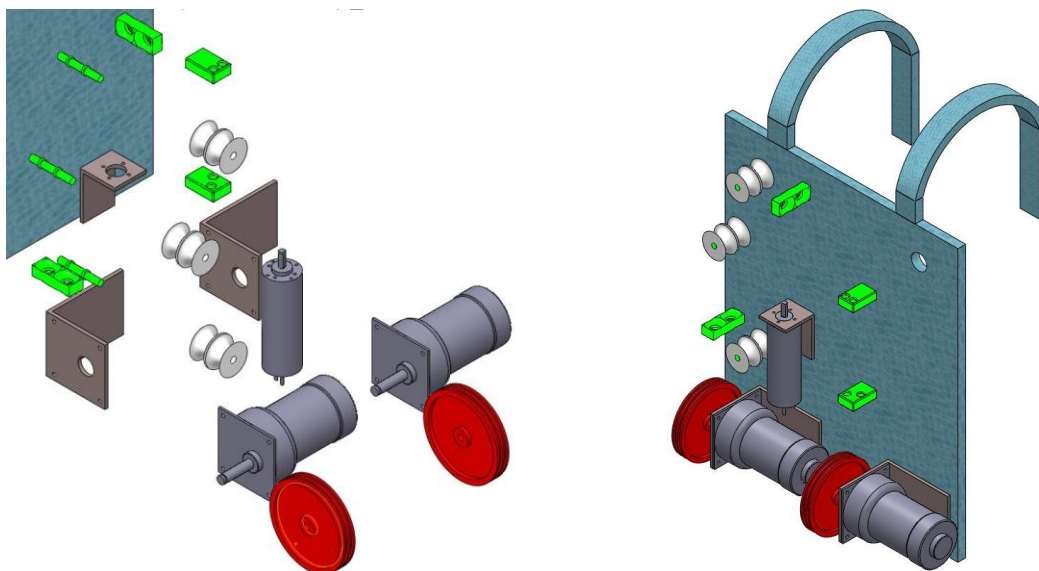


Figura 4.6. Base en espaldadel exoR para las interconexiones con los actuadores.

En la Figura 4.7 se muestra cada uno de los componentes que se involucran en el mecanismo para realizar la abducción-aducción de la extremidad. Aunque los mHMIs también se involucran, en este caso solo se colocan los mecanismos que realizan el movimiento. La polea y la L diseñada para realizar el movimiento, son las piezas que van a soportar el peso del resto del exoesqueleto, por lo que es importante diseñarla para tener una mayor confiabilidad y evitar deformación después de cierto periodo de uso.

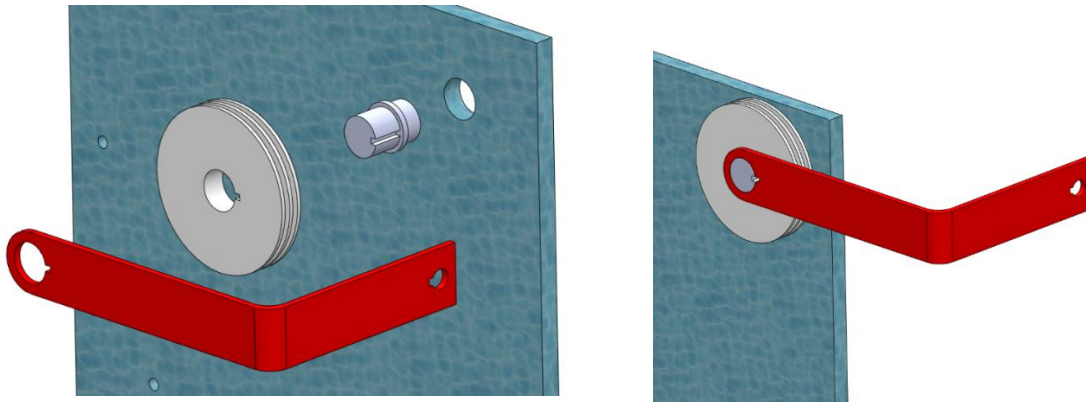


Figura 4.7. Articulación mecánica del exoR para realizar aducción-abducción del hombro.

En la Figura 4.8 y en la Figura 4.9 se muestran cada una de las partes y cómo están armadas, para sujetarse al cuerpo y los mecanismos que permiten realizar los movimientos de los gdl previstos.

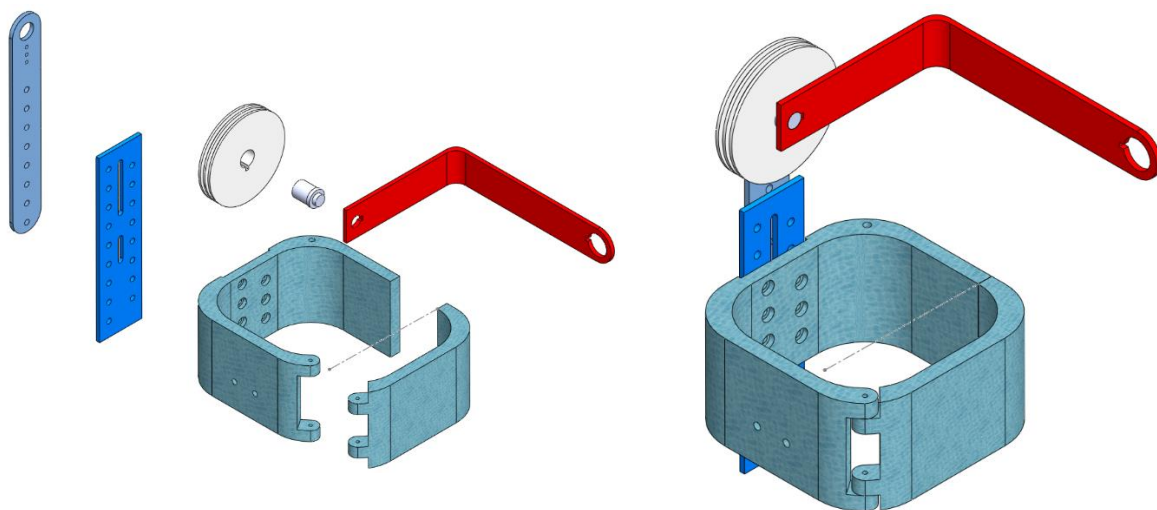


Figura 4.8. Articulación mecánica del exoR para realizar flexión-extensión del hombro.

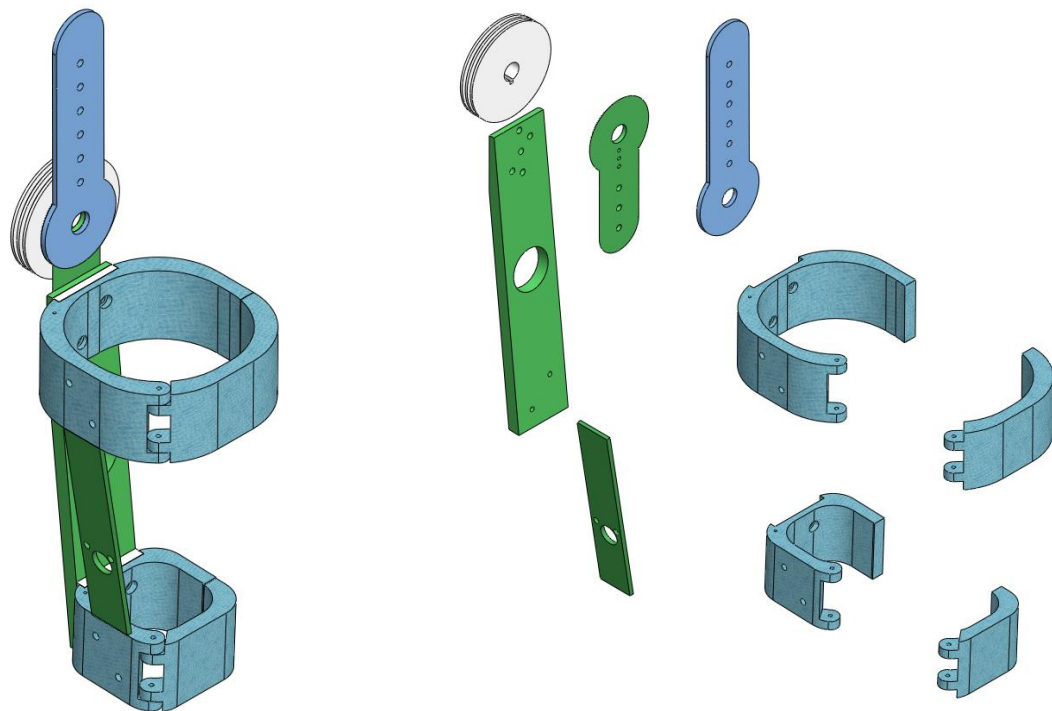


Figura 4.9. Articulación mecánica del exoR para realizar flexión-extensión del codo.

#### 4.6 Plataforma experimental IPPEARM-LV01.

La plataforma experimental fue diseñada con el propósito de evaluar: la cinemática y dinámica del exoR; generar un prototipo inicial para generar un exoesqueleto robótico de cuerpo entero para rehabilitación activa; probar algoritmos de seguimiento de trayectoria y estrategias de control

La plataforma está constituida por un sistema embebido y un mecanismo para emular la extremidad superior derecha. La Figura 4.10 muestra la plataforma experimental donde se pueden observar los lugares donde están colocadas las poleas que van a generar el movimiento transferido por cables de los pares de cada motor CD. Se utiliza una tarjeta Arduino, se utilizan fuentes de voltaje, y se programa en el software Matlab.



Figura 4.10. Plataforma experimental: mecanismo para emular una extremidad superior.

Los mecanismos de brazo y antebrazo tienen eslabones de aluminio y mHMIs de Nylamid. El mecanismo de la abducción-aducción puede presentar algunos problemas en su movimiento por no haber incluido, debido a la complejidad de la articulación, los movimientos de elevación-depresión, retracción-protracción (ver Figura 4.11 ). Estos movimientos son importantes ya que se articulan con la clavícula y el húmero, formando parte de los gdl del hombro. Por lo tanto, no se pueden realizar algunos movimientos de hiperflexiones o alcanzar el máximo en los movimientos. Es importante mencionar que la viga L (ver Figura 4.12), es donde se realiza el mayor esfuerzo de carga: eslabones y brazo del paciente.



Figura 4.11 Diversos gdl de la articulación escapula-torácica.



Figura 4.12. Viga L que realiza la carga de exoR.

En la Figura 4.13 se muestran las tres mHMIs que se diseñaron para el exoR, fueron fabricadas con Nylamid semi-aceitado.



Figura 4.13. mHMIs utilizadas para el exoR IPPEARM-LV01.

El modelo de la Figura 4.14 muestra el ensamble del exoR. Se muestran dos ejes de rotación desde esta perspectiva, el del codo y el que realiza la flexión-extensión. Cuenta con rodamientos

para disminuir la fricción, y debido a eso, se debe de corregir el diseño para colocarle frenos mecánicos.

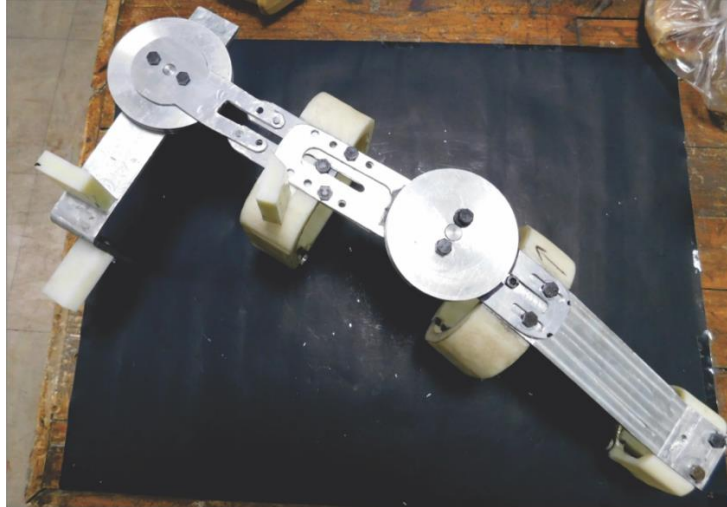


Figura 4.14. Brazo del exoR IPPEARM-LV01.

La parte mecánica del brazo tiene un peso de 2.01 kg y la base donde están colocados los motores es de 6 kg, lo que hace que el exoR sea ligero en comparación con otros que se investigaron. Aclarando que muchos de los que aparecen a lo largo de la tesis ya están completos o son más robustos.

En cuanto al espacio de trabajo que tiene el exoR con relación al gdl abducción-aducción, se muestra en la Figura 4.15 el ángulo máximo de  $94^\circ$  aproximadamente y  $8^\circ$  para cada movimiento.



a) Apertura máxima de abducción



b) Estado estable en aducción

Figura 4.15. Espacio de trabajo en el plano  $X, Y$  o en el frontal.

En el Anexo V se muestran los planos de cada una de las piezas del exoesqueleto diseñadas en Solidwoks.

Desde las primeras computadoras siempre hubo fantasmas en las máquinas.  
Segmentos aleatorios de código que se agrupan para formar protocolos inesperados.  
Podría llamarse conducta.

Película: Yo, robot



# Capítulo 5

## Resultados.

En este capítulo se presentan los resultados de los alcances explicados en el Capítulo 1. En la sección de simulación se describen las cinemáticas y dinámicas del exoR de 3 gdl. Se presentan las gráficas de las torques requeridos para realizar los movimientos. Y en la simulación se evalúa el desempeño de algoritmos de control.



### 5.1 Resultados del análisis cinemático.

Con base en el conjunto de ecuaciones (3.18) y (3.19) se obtienen resultados analíticos en Scientific WorkPlace 5.50 los cuales se comparan con los obtenidos por medios como Adams View 2017 y videos de Kinovea 0.8.23 como también por Matlab 2017a; resultados que a continuación se muestran.

Para validar se toman los datos donde la extremidad se encuentra en su posición estable natural, es decir; al costado del tronco y con la palma de la mano dirección del muslo (ver Figura 5.1)

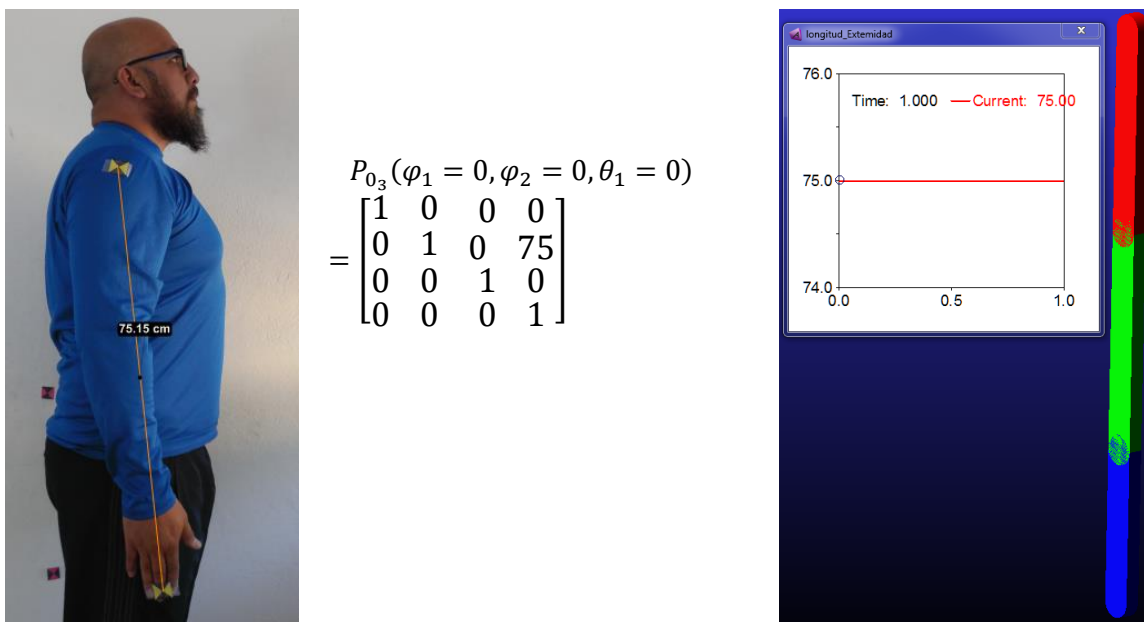


Figura 5.1. Brazo en reposo, donde se muestra a) longitud real b) resultado del análisis analítico y, c) gráfico o simulación.

En ésta las variaciones en la longitud de la extremidad superior, en este caso la derecha coinciden, sobre todo con el resultado del análisis numérico. A partir del espacio articular (ver Figura 3.6) se realizan diversas mediciones, para determinar que el modelo es el adecuado para la realización de un exoR de tres gdl. Se muestran diversos resultados, para la validación del modelo.

#### 5.1.1 Codo.

Para la flexión-extensión (ver Figura 5.2), se toman en cuenta los datos promediados dados por los diversos artículos  $0 \leq \theta_2 \leq 160$ , y los datos medidos en Kinovea  $0 \leq \theta_2 \leq 170$ , para introducirlos en la matriz de posición  $P_{0_3}$  y obtener tanto datos como gráficas de trayectorias del carpo.

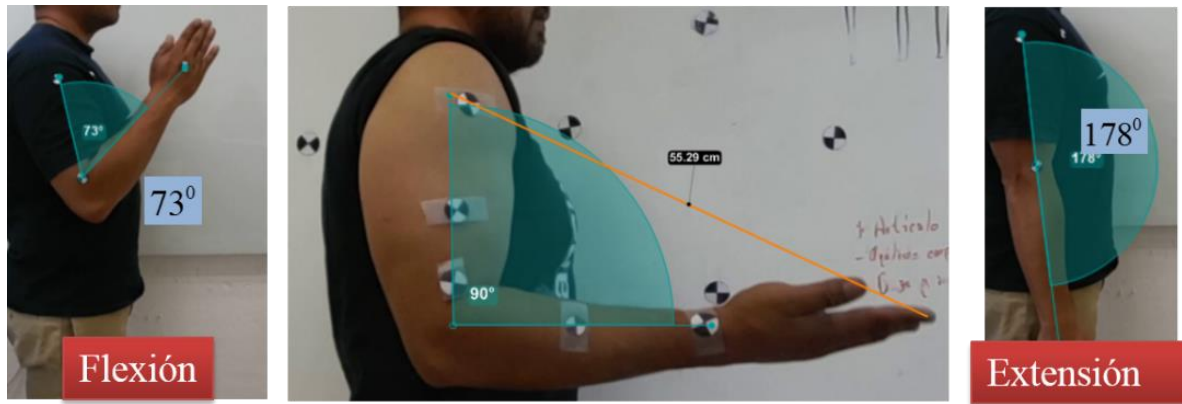


Figura 5.2. Flexión-extensión del codo.

En la Figura 5.3 se muestran los resultados analíticos que se obtienen en Adams View, que nos permite ver el gdl relacionado con el codo, y los resultados matemáticos, de forma constructiva en Solidworks y la trayectoria que se genera para alcanzar el ángulo deseado.

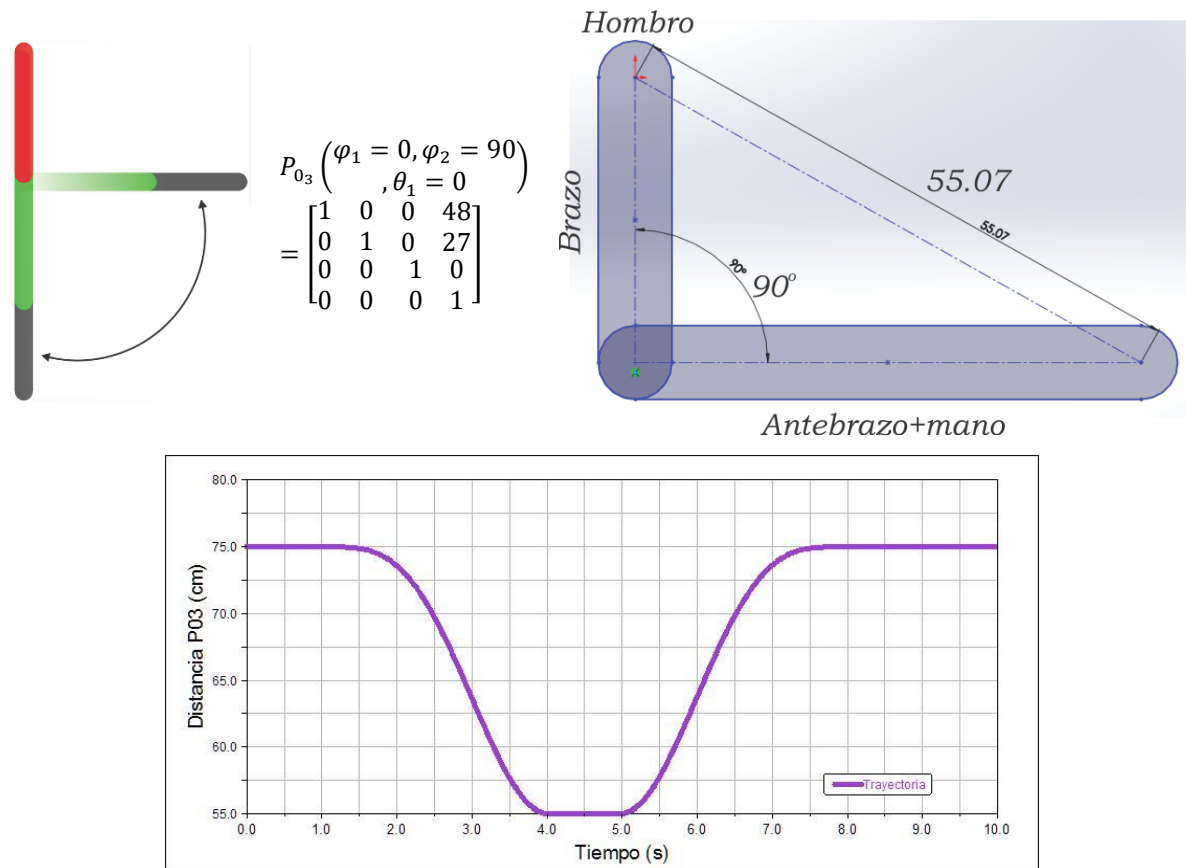


Figura 5.3. Resultados de la flexión-extensión del codo a 90°, en Adams View, Scientific WorkPlace, Solid Works 2017.

Para los datos de 30°, en la Figura 5.4 se pueden ver los cambios que se esperan.

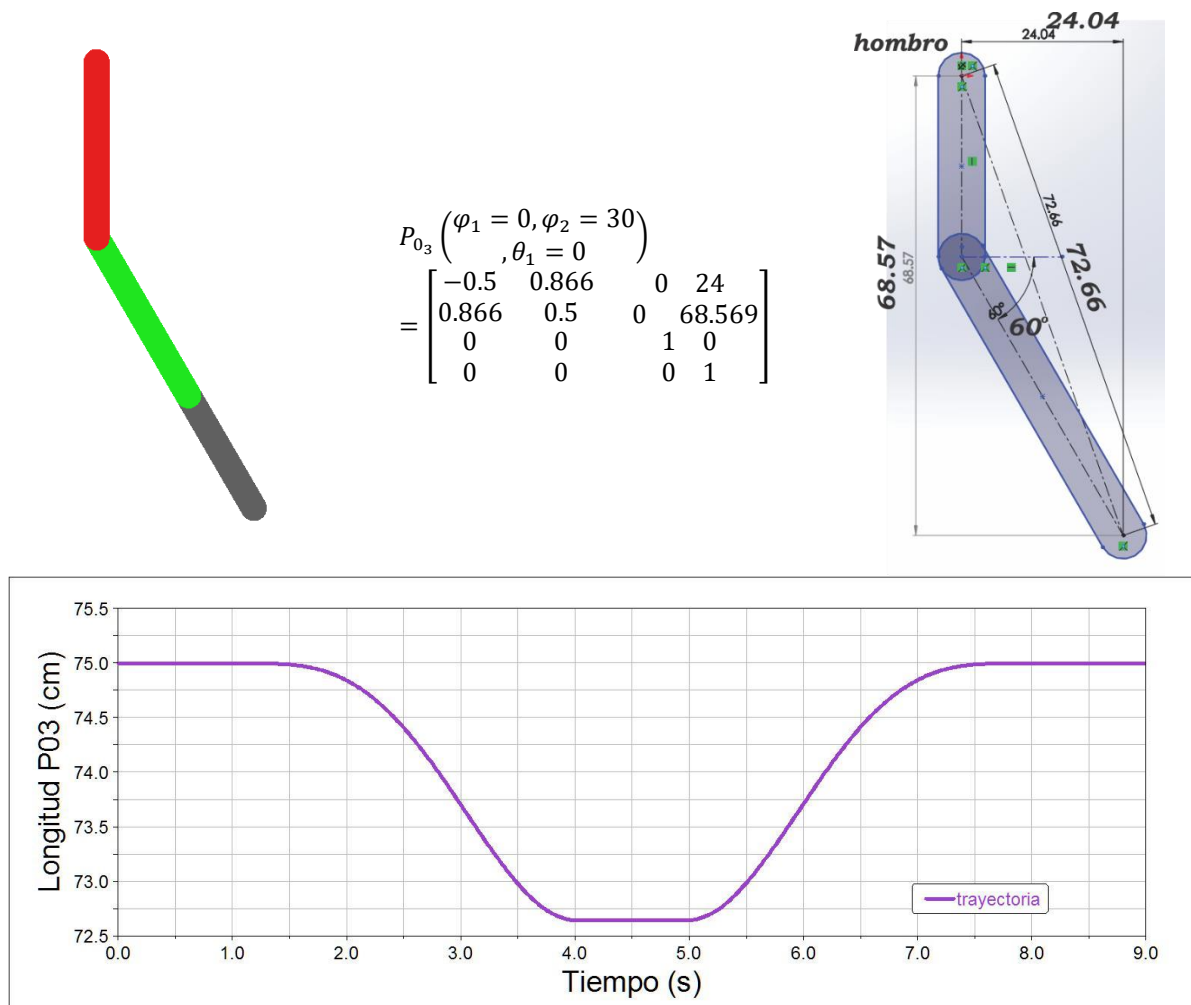


Figura 5.4. Resultados de la flexión-extensión del codo a 30°, en Adams View, Scientific WorkPlace, Solid Works 2017.

Aunque en la Figura 5.3 y Figura 5.4 se pueden visualizar las trayectorias, y la forma de onda que se va generando para poder caracterizar los cambios en las longitudes de la distancia del centro de la articulación escápulo-torácica y en este caso particular la punta del metacarpiano medio.

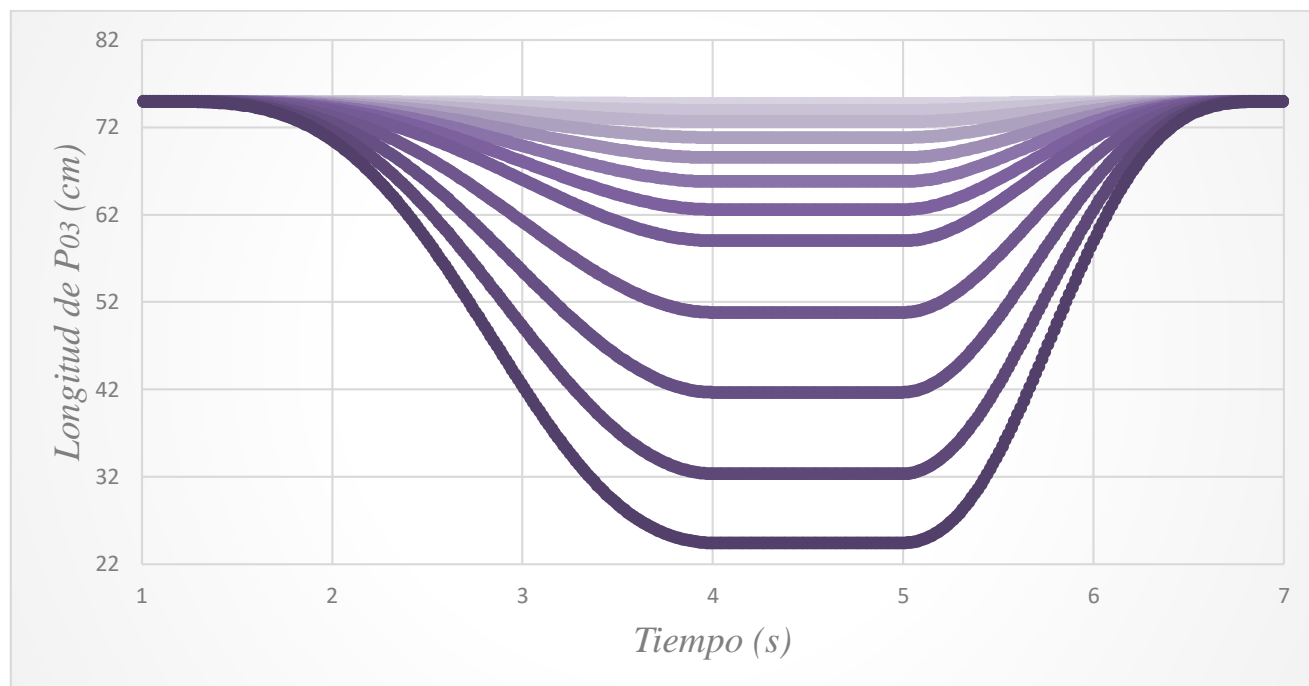


Figura 5.5. . Formas de las trayectorias programado para flexión-extensión del codo en Adams View.

Con los datos de la Figura 5.5, se puede realizar una trayectoria de Bézier, que nos va a permitir realizar trayectorias suaves y bien definidas.

### 5.1.2 Hombro

La articulación más compleja de la extremidad superior es la ubicada en el hombro, ya que la articulación gleno-humeral y escapula-torácica, crean un conjunto de movimientos que son difíciles de modelar y determinar, ya que los gdl se acoplan mucho a la flexibilidad, y necesidad del movimiento. Es por eso que debe de delimitarse cuidadosamente cada gdl con respecto al ángulo, antes de combinar movimientos con otra articulación para no causar alguna singularidad (ver Figura 5.6).

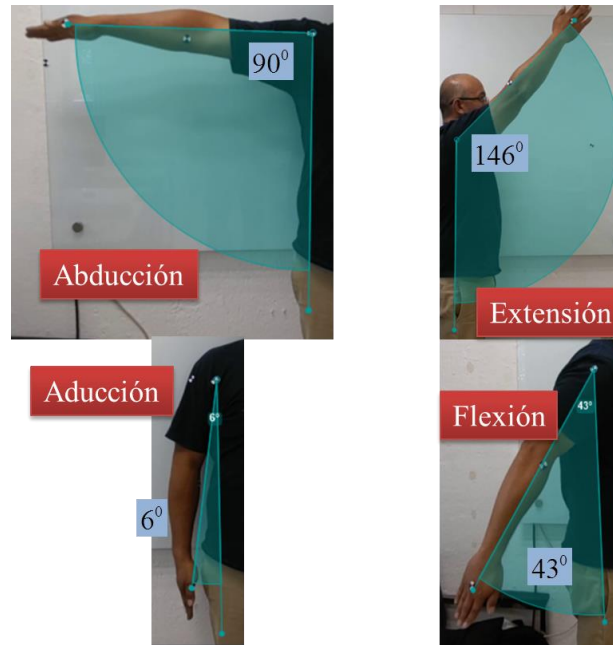


Figura 5.6. Biomecánica del hombro, con el movimiento de flexión-extensión y abducción-aducción.

$$P_{0_3} \left( \begin{matrix} \varphi_1 = 30, \varphi_2 = 0, \\ \theta_1 = 0 \end{matrix} \right) = \begin{bmatrix} 0.5 & -0.866 & 0 & 37.5 \\ 0.866 & 0.5 & 0 & 64.952 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

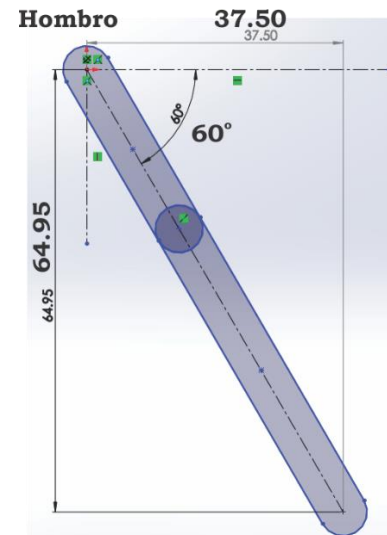


Figura 5.7. Resultados de la flexión-extensión del hombro.

En la Figura 5.7 se muestra una sola imagen, para validar la parte analítica con la simulación, esto es debido a que la distancia de la articulación escapula-torácica y glenohumeral a la metacarpiana media es la misma en cualquier punto. Lo que varía es la componente en la función  $P_{0_3}$  en cada eje, a continuación se observa un conjunto de resultados para diversos ángulos en  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$  y  $\theta_1$  en (5.1).

$$P_{0_3}(\varphi_1 = 0, \varphi_2 = 0, \theta_1 = 30) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0.5 & -0.866 & 64.952 \\ 0 & 0.866 & 0.5 & 37.5 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{5.1}$$

En la (5.2) se muestra la posición de la mano a un ángulo de 30° en la dirección de  $\varphi_1$  que es la flexión del brazo, cabe recordar que los valores vistos son las componentes en el eje de cada plano, de la resultante (ver Figura 5.8).

$$P_{0_3}(\varphi_1 = 30, \varphi_2 = 0, \theta_1 = 0) = \begin{bmatrix} 0.866 & -0.50 & 0 & 64.95 \\ 0.5 & 0.866 & 0 & 37.50 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{5.2}$$

La extensión y la aducción como son los movimientos contrarios correspondientes, solo cambian en la dirección de movimiento, no en los valores nominales entregados por la matriz  $P_{0_3}$

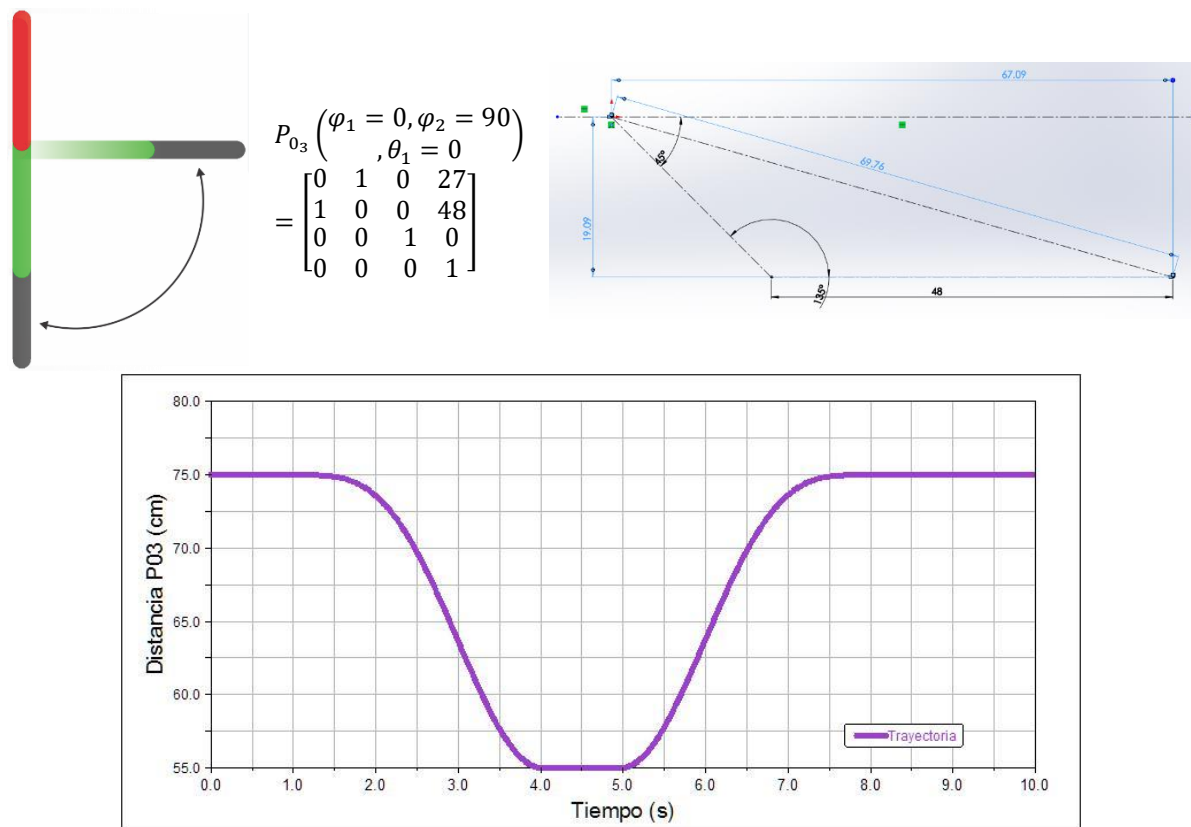


Figura 5.8. Resultados de la flexión-extensión del codo, en Adams View, Scientific WorkPlace, Solid Works 2017.



## 5.2 Resultados del análisis dinámico.

Para las simulaciones se consideran las dimensiones antropométricas del usuario en el exoesqueleto, así como las fuerzas que representan el peso de cada segmento de la extremidad. En estas simulaciones se considera el peso de un paciente promedio de 80 kg. En la parte extraída de tabla II se muestran la longitud y la masa de cada uno de los segmentos del brazo del paciente. En la figura 4 se muestran las longitudes al centro de masa de cada uno de los segmentos considerados en el exoesqueleto. En este centro de masa se considera que actúa el peso del paciente, como una perturbación no conocida para el controlador y que siempre permanece en la dirección de la gravedad.

Tabla II\_ extrapolación. Longitud y masa de la extremidad superior.

Segmento	Masa	Longitud
<b>Brazo</b>	2.2Kg	10.5cm
<b>Antebrazo</b>	1.3Kg	35.2cm
<b>Mano</b>	0.5kg	55 cm

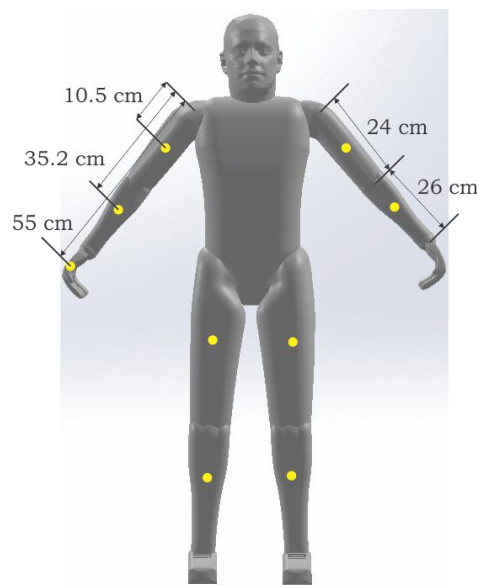


Figura 5.9. Longitud y ubicación del centro de masa de los segmentos de las extremidades superiores.

### 5.2.1 Control PID.

Con la aplicación del gdl para aducción (ver Figura 5.10) se puede verificar cual es el torque máximo que se requiere para realizar el movimiento completo; y ver el comportamiento que

tiene el exoR en sus diferentes componentes; se puede ver en la Figura 5.10.a y Figura 5.10.b que el torque inicialmente tiene un sobretiro, pero es para contrarrestar el movimiento inercial del diseño de la geometría del exoR, ya que se inicia el movimiento del brazo con un torque en cero. En la Figura 5.10.c, se observa al propio exoR la realización de movimiento cuando llega a la posición deseada.

En el movimiento de flexión del brazo, a diferencia de la aducción, se ve como los tres torques requieren una cantidad de fuerza necesaria para mantener el brazo del exoR lo más recto posible, y se puede apreciar que el torque  $\tau_2$  es mayor, ya que es el movimiento principal.

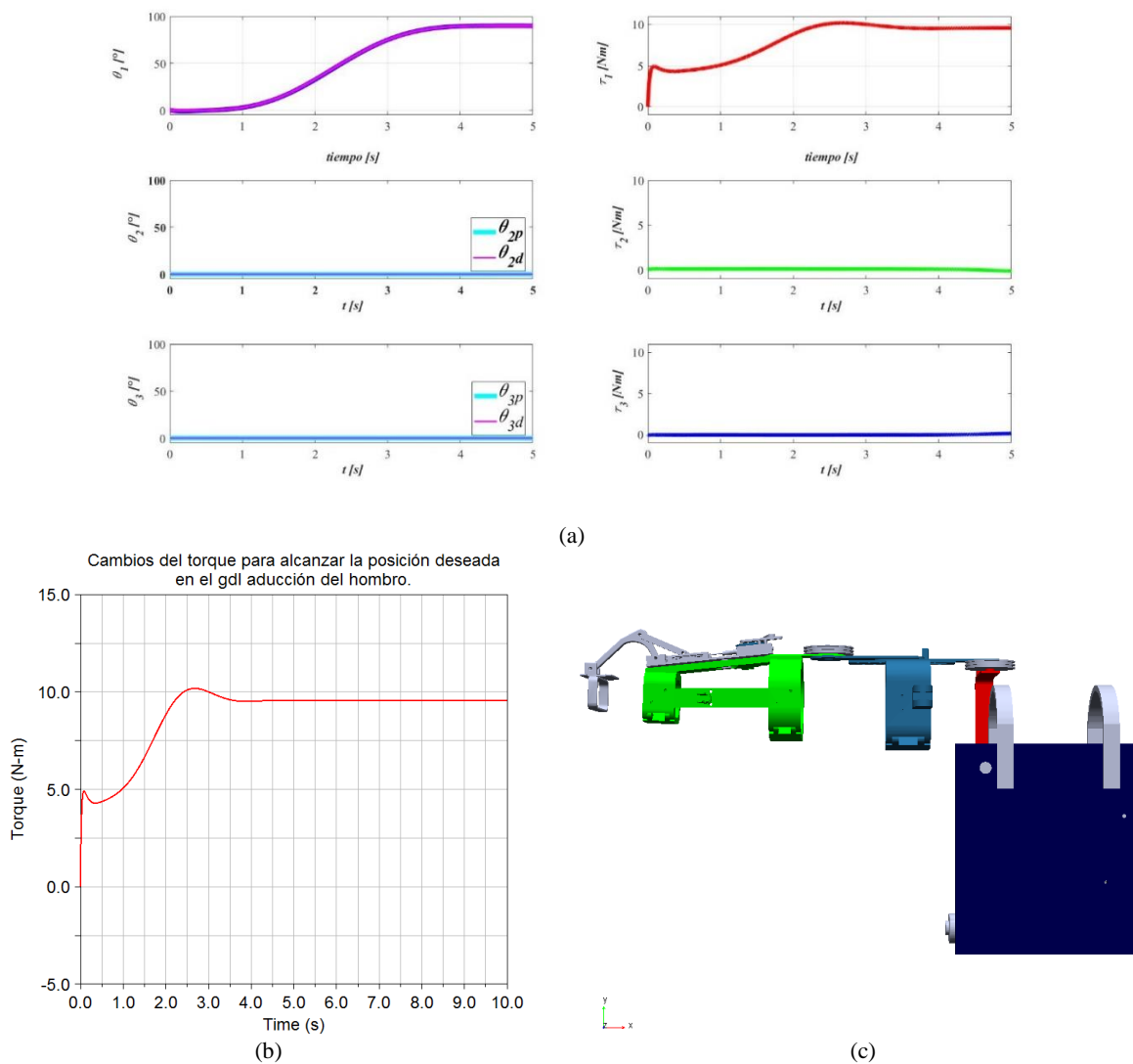


Figura 5.10. Aducción del exoR de la articulación del hombro con un ángulo de 90°.

Para la flexión del hombro (ver Figura 5.11), se puede observar el trabajo que realizan los tres torques ( $\tau_1, \tau_2$  y  $\tau_3$ ), que a diferencia de la aducción sí actúan simultáneamente para mantener todo el brazo alineado, lo cual indica que el control es eficiente para mantener el movimiento deseado y así llegar al ángulo propuesto.

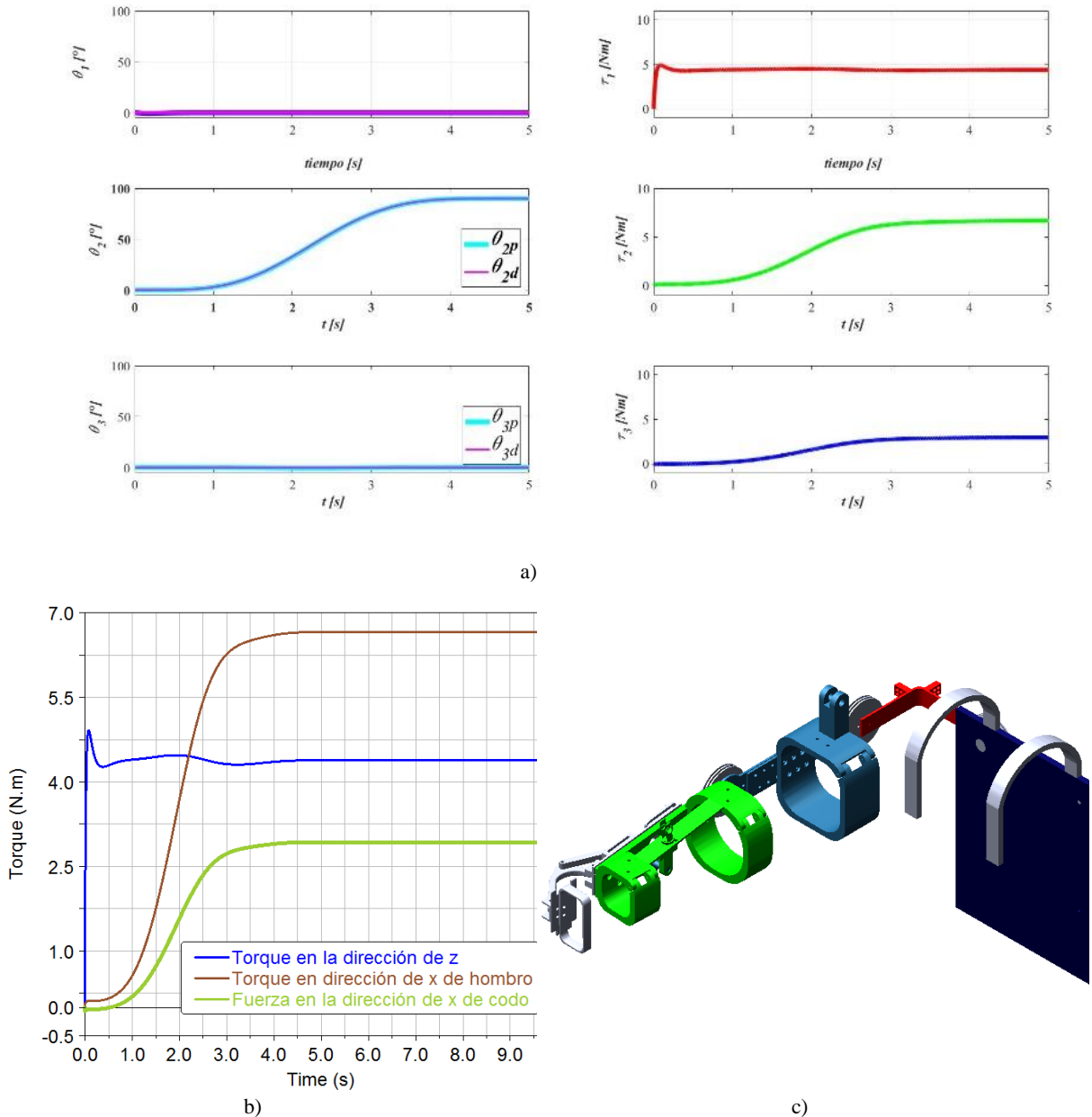


Figura 5.11. Flexión del exoR de la articulación del hombro con un ángulo de 90°.

Así como en la flexión del hombro, en el instante inicial para la flexión del codo (ver Figura 5.12), el torque  $\tau_1$  inicia antes para poder mantener la posición vertical debido a los momentos de inercia iniciales. Esto debido a que solo se tiene el ExoR, ya que, si se encontrara el tronco del paciente, este obstruiría el deslizamiento inicial contrario a la posición estable, este movimiento corregido es por la masa y la geometría de la articulación del hombro.

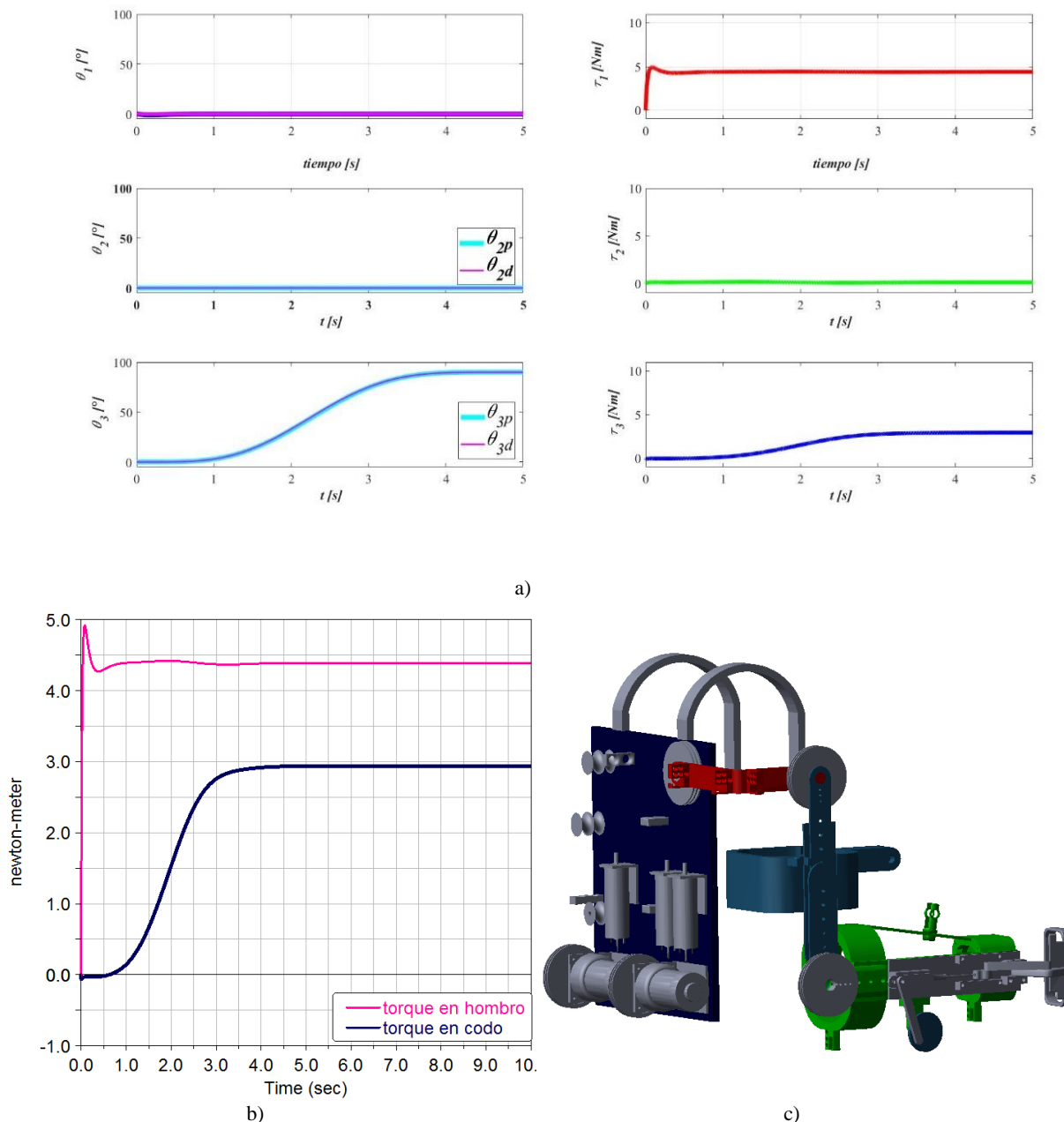


Figura 5.12. Flexión codo del exoR de la articulación del antebrazo con un ángulo de 90°.

Al realizarse la flexión del hombro y la flexión del codo (ver Figura 5.13) la fuerza aplicada para realizar el movimiento del hombro tiene un comportamiento diferente al llegar a la flexión de los 90°, ya que es una de las posiciones donde el actuador vuelve a cero y no existe un gasto energético adicional para mantener la posición deseada.

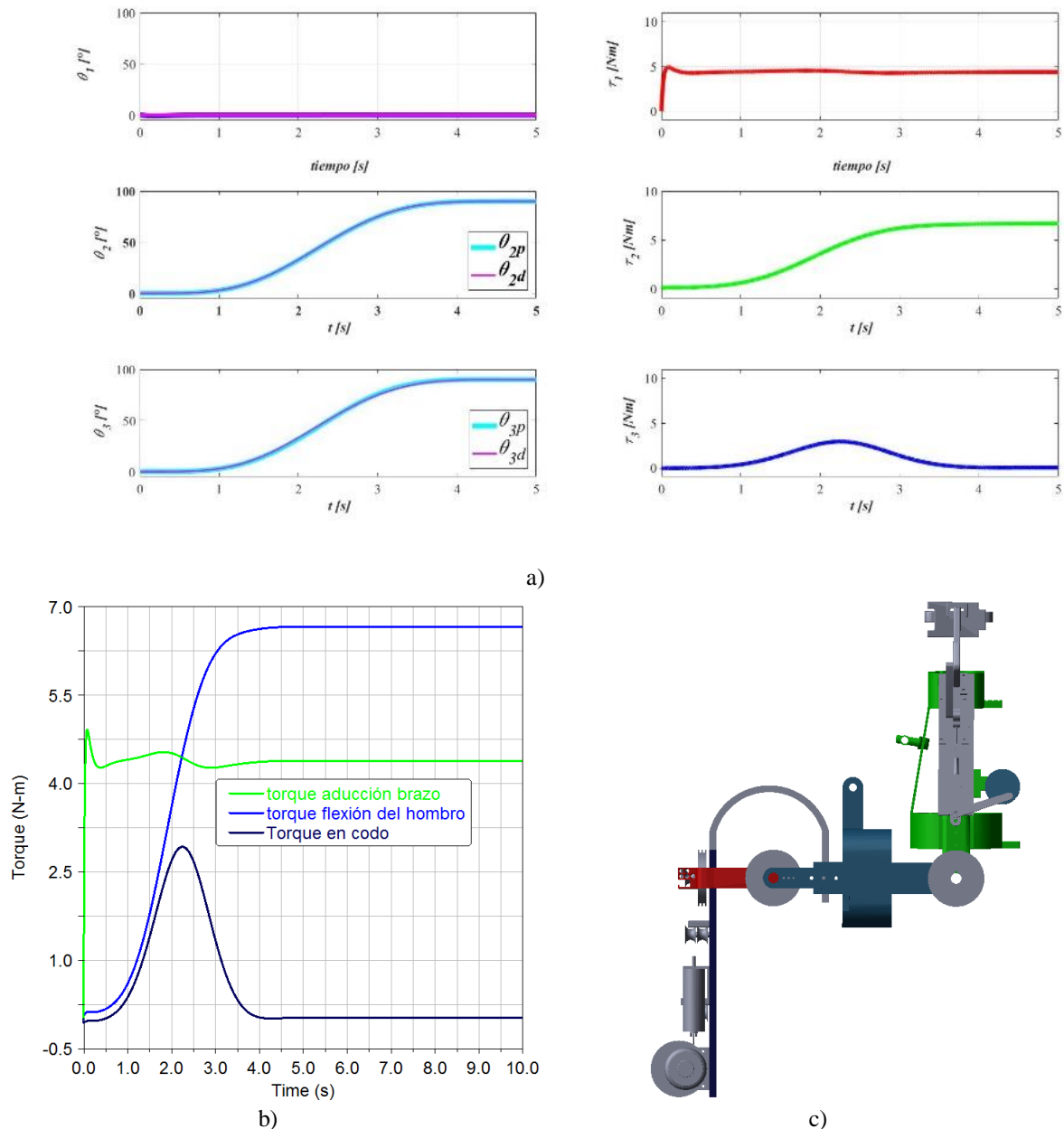


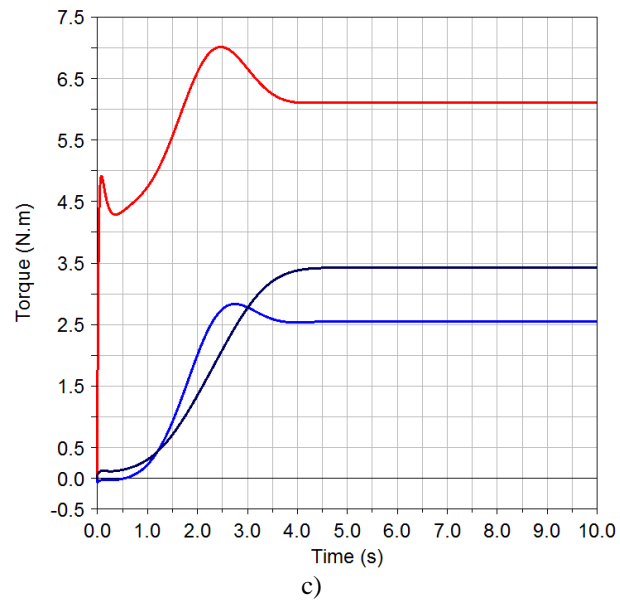
Figura 5.13. Flexión hombro más flexión codo del exoR con un ángulo de 90°.

La combinación de movimientos permite verificar que el ExoR (ver Figura 5.14) es capaz de realizar movimientos suaves, y sin trabamientos (singularidades) en dichas trayectorias.



a)

b)



c)

Figura 5.14. Flexión 45 aducción 30 codo 90 del exoR.

### 5.2.2 Resultados con el controlador robusto GPI

En la Figura 5.15 se muestra la respuesta del exoesqueleto con el controlador robusto GPI con el seguimiento de trayectorias para lograr un movimiento de flexión a  $90^\circ$  en 5 segundos. Se utiliza el polinomio de Bézier para lograr un movimiento suave como se muestra para el ángulo  $\theta_2$ . En esta simulación se considera el peso derivado de la extremidad del paciente a rehabilitar. Comparando con la respuesta utilizando el controlador tipo PID, se observa que también sigue la trayectoria deseada sin incrementar el esfuerzo de control. La ventaja de este controlador es que solo requiere del conocimiento de la salida (posición angular), reduciendo costo y procesamiento de datos.

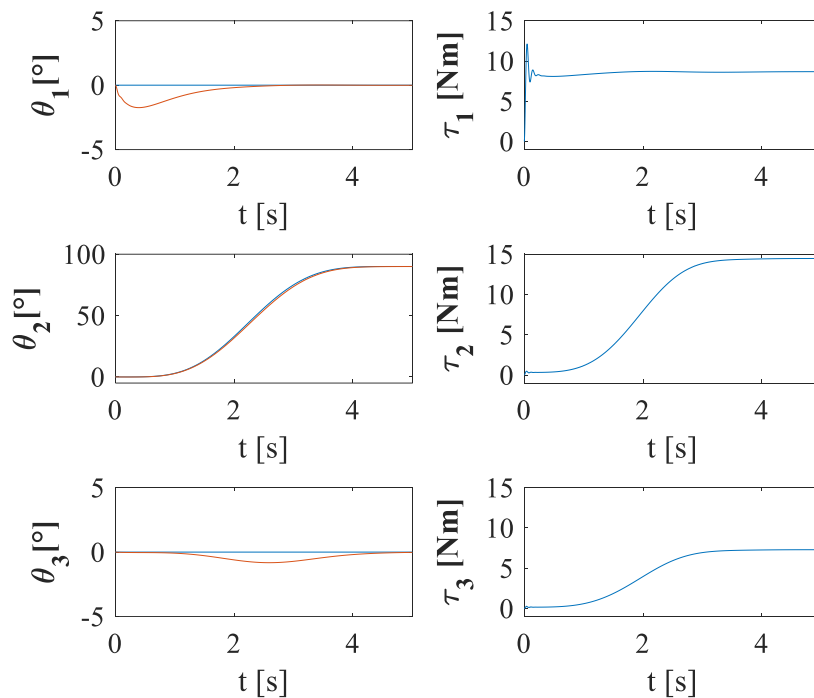


Figura 5.15. Respuesta para un movimiento de flexión con el controlador GPI (6) considerando el peso del brazo del paciente.

En la Figura 5.16 se muestra la respuesta del exoesqueleto con el controlador robusto GPI con el seguimiento de trayectorias para lograr un movimiento de flexión a  $90^\circ$  en 5 segundos. En esta simulación también se considera el peso derivado de la extremidad del paciente a rehabilitar. Como se aprecia en los resultados, se tiene un mejor desempeño, minimizando el error y aun manteniendo un esfuerzo de control similar al controlador tipo PID y el controlador robusto GPI para perturbaciones tipo rampa.

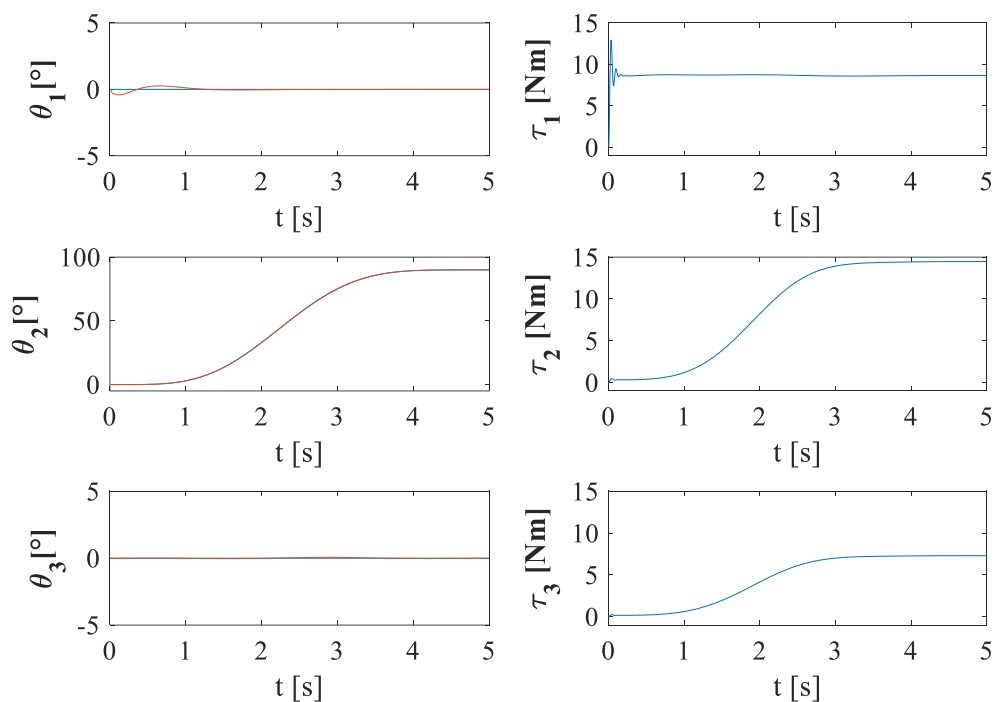


Figura 5.16. Respuesta para un movimiento de flexión con el controlador GPI (13) considerando el peso del brazo del paciente.

Respecto a la condición crítica del exoesqueleto con relación al movimiento en el control GPI la Figura 5.17 muestra cual es la posición, al realizar la abducción a  $90^\circ$ . En esta posición de carga, la fuerza requerida es de 55 N.

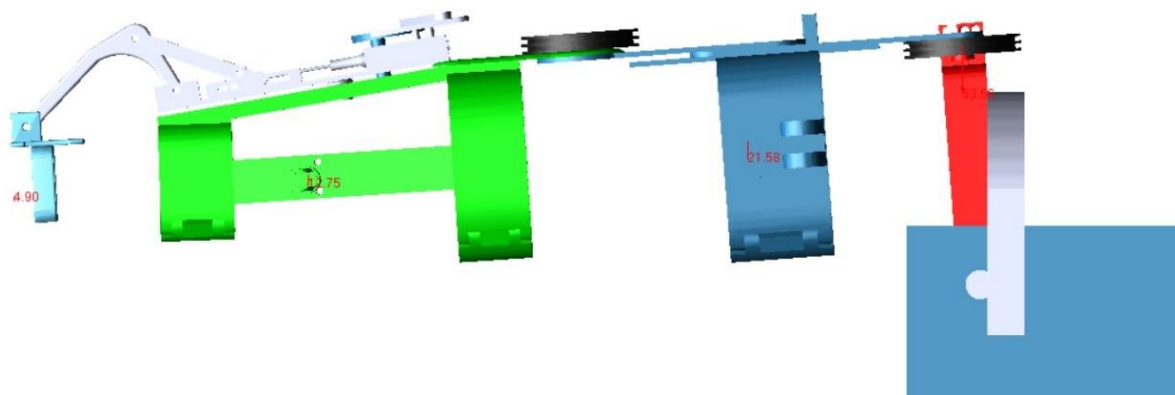


Figura 5.17. Condición crítica del exoesqueleto.



### 5.3 Rehabilitación posterior al ACV.

De acuerdo con el National Institute of Neurological Disorders and Stroke, la rehabilitación ayuda a los sobrevivientes del ataque cerebral a volver a aprender aptitudes que se han perdido cuando se daña parte del cerebro. Por ejemplo, estas aptitudes pueden incluir la coordinación de los movimientos de las piernas con el fin de caminar o llevar a cabo los pasos involucrados en cualquier actividad compleja. La rehabilitación también le enseña a los sobrevivientes nuevas maneras de realizar tareas para sortear o compensar cualquier discapacidad residual. Las personas podrían necesitar aprender a bañarse y vestirse usando una sola mano, o cómo comunicarse eficazmente cuando su capacidad para usar el lenguaje se ha comprometido. Existe un fuerte consenso entre los expertos en rehabilitación que el elemento más importante en cualquier programa de rehabilitación es la práctica repetitiva, bien enfocada y cuidadosamente dirigida—el mismo tipo de práctica usada por todas las personas cuando aprenden una nueva aptitud, como tocar el piano o lanzar una pelota de béisbol.

La terapia de rehabilitación comienza en el hospital después de haber estabilizado el estado general de la persona, a menudo entre las 24 a 48 horas posteriores al ataque cerebral. Los primeros pasos implican promover el movimiento independiente debido a que muchas personas están paralizadas o seriamente debilitadas. Se induce a los pacientes a cambiar frecuentemente de posición mientras yacen en la cama y a participar en ejercicios pasivos o activos de rango de movimiento para fortalecer sus miembros afectados por el ataque cerebral. (los ejercicios “pasivos” de rango de movimiento son aquellos en los que el terapeuta ayuda activamente al paciente a mover un miembro repetidamente, mientras que los ejercicios “activos” son realizados por el paciente sin ayuda física del terapeuta.)

Dependiendo de muchos factores—inclusive el alcance de la lesión inicial—los pacientes pueden progresar de sentarse y ser movilizados entre la cama y una silla a pararse, soportar su propio peso y caminar con o sin ayuda. Las enfermeras y terapeutas de rehabilitación ayudan a los pacientes que son capaces de realizar tareas progresivamente más complejas y exigentes, como bañarse, vestirse e ir al baño, y los alientan a comenzar a usar sus miembros afectados por el ataque cerebral mientras participan de esas tareas. Comenzar a recuperar la capacidad de llevar a cabo estas actividades básicas de la vida diaria representa la primera etapa del regreso del sobreviviente de un ataque cerebral a la independencia.

Para algunos sobrevivientes del ataque cerebral, la rehabilitación será un proceso continuo para mantener y refinar aptitudes y podría implicar el trabajo con especialistas durante meses o años posteriores al ataque cerebral.

### 5.4 Análisis de esfuerzo de soporte principal.

Entre la base del exoesqueleto y el brazo, solo existe un elemento denominado eslabón FE (ver Figura 5.18). Por lo que es necesario se le realice un análisis de esfuerzos de esta pieza para verificar su confiabilidad ante los movimientos.



Figura 5.18. Pieza eslabón FE que soporta brazo del exoesqueleto.

En el conjunto de tablas que componen la Tabla X se muestran los datos principales para realizar el análisis de elemento finito del eslabón L. El factor de seguridad es casi de 2 con aluminio, es un resultado adecuado, ya que faltaría tomar en cuenta la polea y la cuerda que lleva montado para favorecer el movimiento.

Tabla X. Datos principales de eslabón L.

Nombre del objeto: <i>hombro7_eslabon_FE</i>			
Estado: Mallado			
Propiedades gráficas		Dimensiones de caja	
Visible	Si	Longitud X	0.19354 m
Transparencia	1	Longitud Y	3.0139e-002 m
Definición		Longitud Z	0.14501 m
Suprimido	No	Propiedades	
Comportamiento rígido	Flexible	Volumen	4.4126e-005 m <sup>3</sup>
Sistema de coordenadas	de	Coordenadas del sistema	Masa
Temperatura de referencia		ambiente	0.12223 kg
Material		Centroide X	-0.11309 m
Asignación		Centroide Y	3.7842e-004 m
Efectos lineales	no	Centroide Z	2.6068e-002 m
	Si	Momento de inercia Ip1	1.226e-004 kg·m <sup>2</sup>

Efectos de tensión térmica	si	Momento de inercia Ip2	de 5.5701e-004 kg·m <sup>2</sup>
		Momento de inercia Ip3	de 4.5258e-004 kg·m <sup>2</sup>
		<b>Estadísticas</b>	
		Nodos	10925
		Elementos	5615
		Métricas de malla	Ninguno

Respecto al análisis estructural y el esfuerzo equivalente, está en el rango mínimo de  $522.55 Pa$  y un máximo de  $1.4022 \times 10^8 Pa$ , en la Figura 5.19. El máximo esfuerzo cortante debe estar en los límites  $289.47 a 7.3843 \times 10^7 Pa$ .

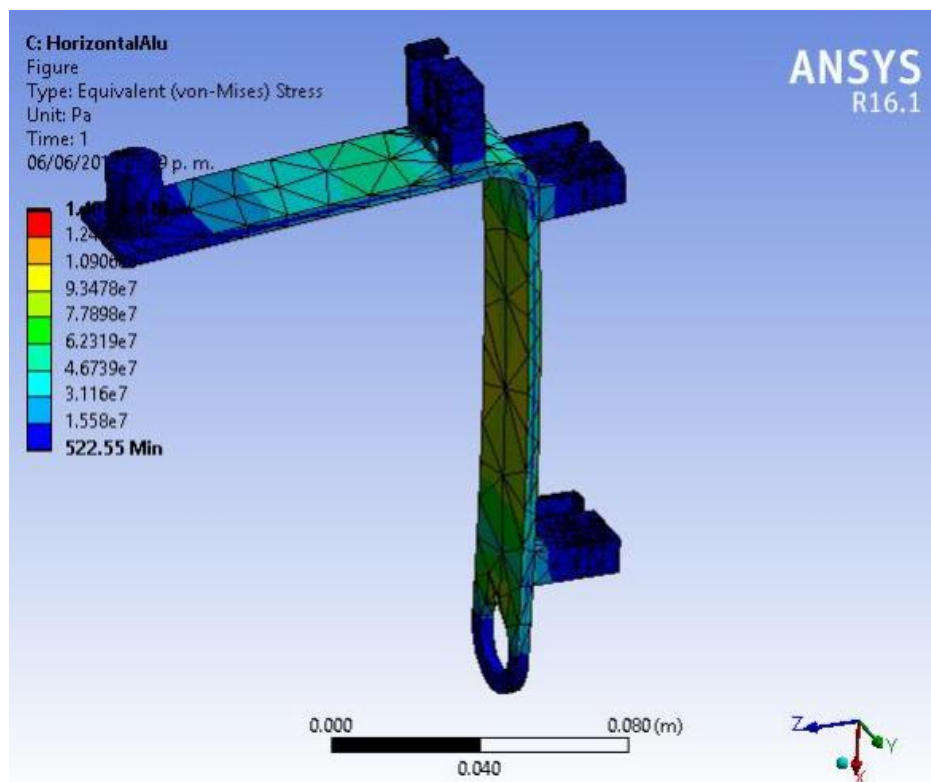


Figura 5.19 Estructura estática de hombro7\_eslabon\_FE.

En cuanto a la deformación total que se observó se puede ver en la Figura 5.20. El factor de seguridad que arrojo es de 1.9969, sin embargo, a la pieza hombro7\_eslabon\_FE se le van a anexar dos elementos adicionales que van a reducir el esfuerzo cortante y van a impedir que se pueda presentar una deformación plástica. Dichos elementos son: una polea y la fuerza va a ser

transmitida por cuerdas y el factor de seguridad aumenta.

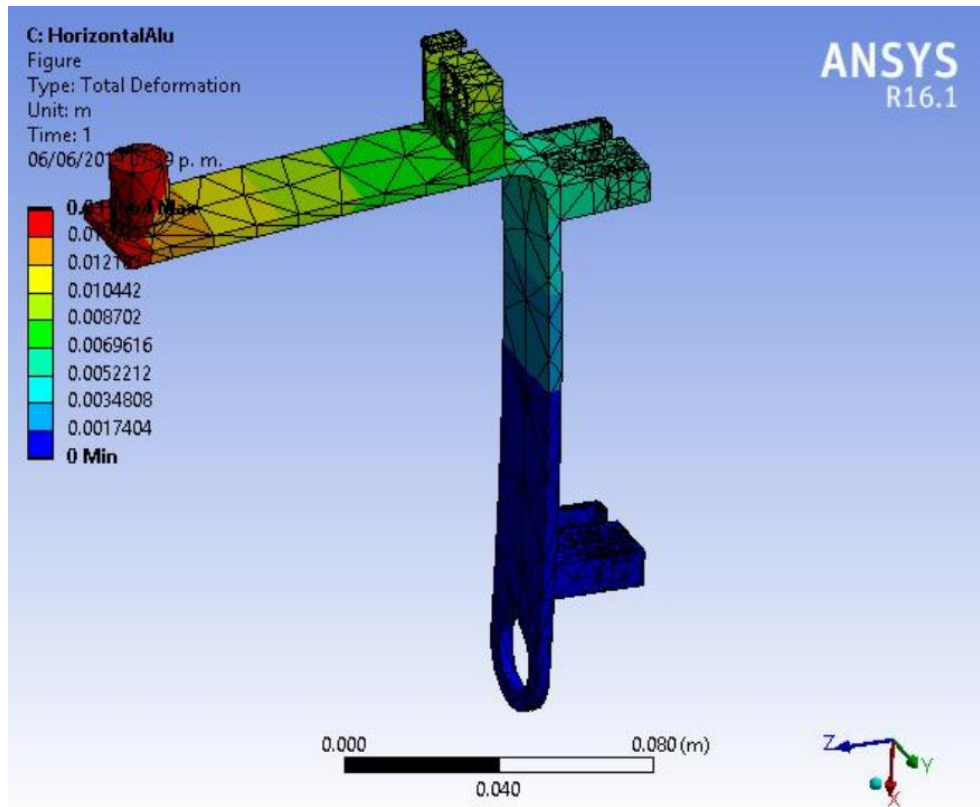


Figura 5.20. Estructura estática de hombro7\_eslabon\_FE. Máximo esfuerzo cortante.

El hombro 7\_eslabon\_FE presentaba una deformación al ser de 3 mm de espesor, por lo que se tuvo que remodelar a 5 mm y mejoró el factor de seguridad a 3.7 como se muestra en la Figura 5.22 con una fuerza de 86 N.

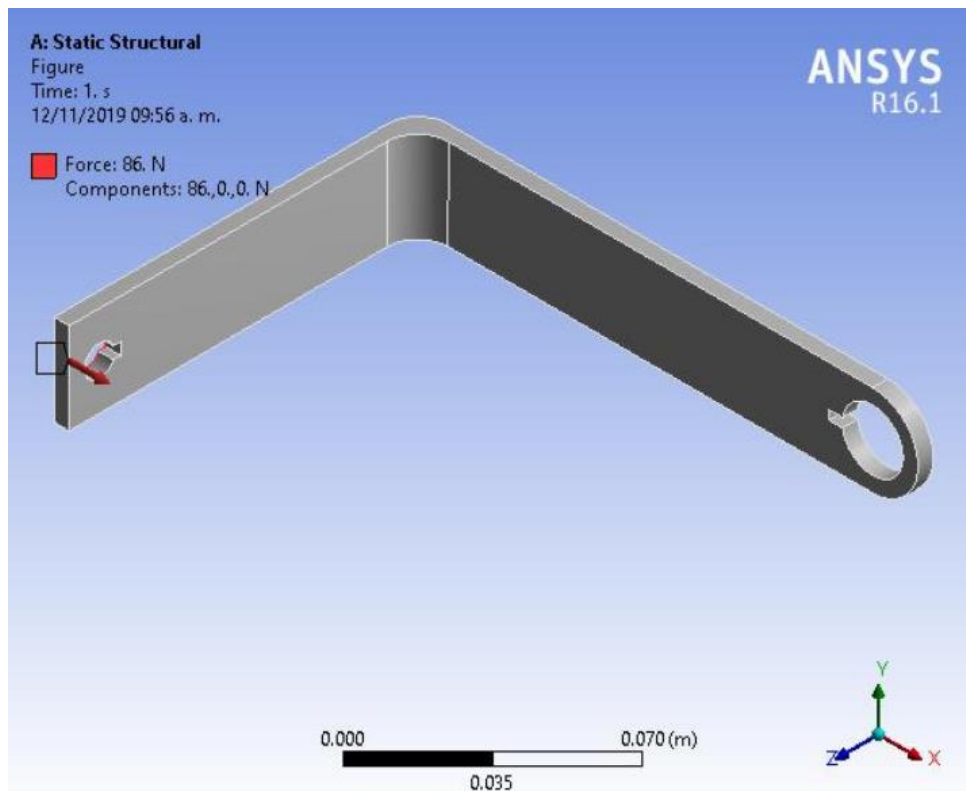


Figura 5.21. Estructura estática de hombro7\_eslabon\_FE. Fuerza aplicada.

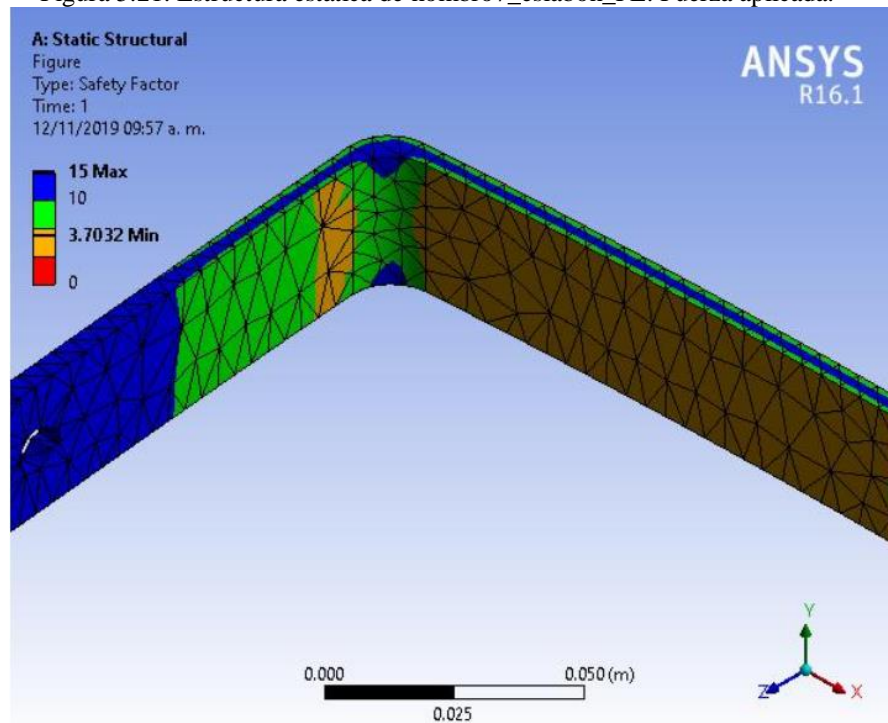


Figura 5.22. Estructura estática de hombro7\_eslabon\_FE. Máximo esfuerzo cortante, factor de seguridad.

Por lo que si es importante en el diseño sobre dimensionar ciertos elementos físicos para evitar deformaciones con el uso y las repeticiones. Ya que en caso contrario se tiene que estar cambiando constantemente la pieza y no se tiene fiabilidad en el diseño.

Datos, datos, necesito más datos...

**Película: Cortocircuito**

# Capítulo 6

## Conclusiones y trabajos futuros.

En este capítulo se presentan las conclusiones de la tesis en cuanto a la problemática de los exoesqueletos robóticos de extremidades superiores actuales, las líneas de investigación, por qué algunos problemas no han sido resueltos y cuáles podrían ser las posibles soluciones y los beneficios que se pueden tener con el diseño del exoR que se presenta en esta tesis. Se presentan las aportaciones que muestran la originalidad del trabajo, los alcances y las publicaciones del mismo, además de los trabajos futuros que se pueden realizar con base en este trabajo.





La toma de decisiones en el diseño es una etapa importante en la construcción de un exoR, ya que se encarga de seleccionar la solución a implementar. En esta tesis, se utilizó la información proporcionada por la literatura (capítulo 2), para analizar las alternativas para una posible solución a nuestro objetivo general y los alcances establecidos en la propuesta (Capítulo 1). Esta información se emplea para obtener puntos de referencia en el diseño y crear los mecanismos necesarios del exoR, para facilitar la tarea deseada. Utilizar puntos de referencia es un método común, pero importante, para obtener o establecer los valores deseables para cada alcance establecido. El exoR incorpora la información del diseño, modelado, control y simulaciones. Se producen resultados que parecieran ser simples, pero son competitivos para mandar la información a un artículo adicional a los ya enviados. Para hacer una comparación de diversos exoR de extremidades superiores, se realizó una comparación entre diversos exoesqueletos recientes (artículo de revisión o capítulo 2); se adapta la métrica para enfocarlo a la rehabilitación de una persona que sufrió un ACV. Se inició la construcción de un exoesqueleto que va a permitir en un futuro integrar la rehabilitación y la asistencia en uno solo. Enseguida, se presentan las conclusiones y principales aportes obtenidos de esta tesis.

## 6.1 Conclusiones.

De la presente investigación se desprenden una serie de conclusiones relevantes, no solo para entender el papel del diseño en la industria de los exoesqueletos en el entramado de la rehabilitación o el tipo de asistencia, esclavo-maestro. También valorar el genotipo para el que está diseñado. Un hecho importante, es el conocer los costos de venta de los exoesqueletos, los cuales son muy elevados, y la idea de cuando este completo el exoesqueleto es, que sea al alcance de todas las personas, no sea exclusivo de una clase social o países desarrollados. Aunque en México ya se están comercializando, aún son de muy alto costo.

Durante el transcurso de esta tesis se ha desarrollado un sistema virtual y un sistema físico de un instrumento para la rehabilitación; estructura enfocada a la extremidad superior.

Una parte importante de la investigación, fue que se determina que: con las mediciones realizadas por medio de Kinovea para analizar los desplazamientos, este permite obtener una aproximación con los resultados gráficos y analíticos, y permite identificar particularidades en el movimiento: cuando se trata de movimientos en el plano  $XY$  o  $XZ$ , se aprecian claramente los desplazamientos angulares, y se puede obtener un resultado confiable.

Aunque se cuentan con varios trabajos en el análisis cinemático de la extremidad superior, y varios toman en cuenta que el exoR debe ser linealmente independiente, se consideró que existe una linealidad de dependencia entre el antebrazo y el movimiento del carpo si cumple ciertas condiciones como:

- a. El carpo y el antebrazo se comporta como un elemento rígido en los movimientos naturales de la extremidad.

- b. El brazo y antebrazo en movimientos naturales es un mecanismo biela-corredera de ángulos variables y el carpo es una extensión de antebrazo.
- c. Que la mano no tenga una carga adicional.
- d. Que no existan elementos que generen obstrucciones en el desplazamiento del carpo.

El análisis cinemático y dinámico pueden ser considerados temas que ya han sido estudiados en demasía, sin embargo, al desarrollarlo se concluye al menos un aspecto importante, que no se menciona en los artículos utilizados. Al verificarse los resultados de movimientos mediante modelado matemático, simulación, programación en los software como Kinovea®, Scientific WorkPlace, Solidwoks, Adams y Matlab. Una parte importante en el modelado matemático es que no se requiere hacer una sola matriz homogénea para estimar la posición de la mano. Cuando se realiza una sola matriz, la solución cinemática es hasta cierto punto sencilla, ya que son pocas las variables involucradas, sin embargo, al solucionar el modelo dinámico se vuelve compleja cuando más gdl se ven involucrados. Esto se puede resolver al establecer que la articulación del codo es linealmente dependiente de la articulación gleno-humeral, en muchos movimientos naturales. Ahora para los movimientos combinados, se pueden representar si se ejecuta gdl por gdl involucrado.

La realización del diseño virtual en Solidwoks permitió fueran comprobados los resultados tanto en Matlab como en Adams View, del modelado. Estos datos permitieron caracterizar las trayectorias de cada gdl, individual o en combinación de los gdl.

En relación al objetivo general, que dice: “Diseñar y construir un exoesqueleto de extremidades superiores de 3 GDL con enfoque de diseño concurrente que proporcione movimientos suaves mediante el seguimiento de trayectorias para minimizar el consumo de energía.” Se puede desmenuzar en diferentes etapas, el diseño, que ya se estableció que tres gdl, son los tres mínimos necesarios e incluso los necesarios para realizar una rehabilitación inicial después de un ACV, ya que el paciente aún no sabe si seguirán los ACV o tendrá alguna cirugía que le ampute parte del cerebro. Se utilizó la metodología de Blitz para mejorar la eficiencia en el diseño, aunque se tuvieron unos contratiempos en el diseño concurrente, se logró que el modelo virtual funcione adecuadamente en dos cuadrantes tridimensionales, y en la etapa de implementación, si se tuvieron algunas complicaciones que fueron solucionadas al actuar el exoR.

La generación de trayectorias fue relativamente rápido debido a que el software Kinovea, demostró ser muy robusto para obtener los datos y las gráficas para diseñar las trayectorias. Las cuales se validaron en Adams.

En cuanto el consumo energético, es algo que no pudo validarse, sin embargo, por los análisis hechos, el modelado y la literatura, es claro que los caminos que se tienen para llegar a posicionar la mano en un lugar específico tienen uno o varios caminos. Respecto a la trayectoria natural de la extremidad es mediante la cadena aducción-flexión-flexión-desviación-pronación. Las demás cadenas de movimiento son cuando se presenta algún obstáculo, lo cual genera que

los músculos realicen un esfuerzo adicional para cumplir con el gdl buscado. Los pares en la simulación son similares, no se agregó la fuerza contraria ejercida por los músculos en cada movimiento. Es por eso que este punto va a ser un trabajo futuro.

## 6.2 Trabajos futuros.

- Construcción del exoR: modificar algunos elementos para ampliar los ángulos de funcionamiento.
- Un trabajo en el hombro para agregar gdl de protracción-retracción, elevación-depresión.
- Anexar al exoesqueleto robótico IPPEARM-LV01, los grados de libertad del carpo: flexión-extensión y desviación radial-ulnar.
- Anexar al exoesqueleto robótico IPPEARM-LV01, los grados de libertad de antebrazo: pronación-supinación.
- Anexar al exoesqueleto robótico IPPEARM-LV01, movimientos con cables flexibles, que permiten una mayor transferencia de energía del motor a la distancia.
- Control del exoesqueleto robótico IPPEARM-LV01, crear un sistema háptico, y maestro/esclavo.
- Estudio de ahorro energético.

## 6.3 Productos de la tesis.

- Trajectory Tracking Of An IMC Control Based On Differential Flatness For An Electric Machine. Revista: IEEE latinoamericana, status: Publicada.
- Kinematic and Dynamic Modelling of an Exoskeleton for Upper Limb Rehabilitation. . Revista: Jornada de Ciencia y Tecnología Aplicada; status: Publicada.
- Control PID para un exoesqueleto de 3 gdl, para rehabilitación de personas que han sido afectadas por un accidente cerebro-vascular. Revista: Jornada de Ciencia y Tecnología Aplicada; status: Publicada.
- A Robust Controller for Upper Limb Rehabilitation Exoskeleton. Revista: Applied Sciences; ; status: Publicada.
- Exoesqueleto de 3 grados de libertad, prototipo que se va a continuar avanzando en la investigación, ya que aún no se llega al final de su desarrollo y etapa final.

Lo que nos hace diferentes son las imperfecciones.

**Película: El hombre bicentenario**

## Referencias.

- [1] M. Lazarević, “Mechanics of Human Locomotor System,” *FME Trans.*, vol. 34, no. 2, pp. 105–114, 2006.
- [2] K. L. Moore, A. F. Dailey, and A. M. R. Agur, *Anatomía Humana con Orientación Clínica*, 7ma ed. Wolters Klumer, 2015.
- [3] United Nations Department of Economic & Social Affairs, *Demographic Yearbook Annuaire démographique*. 2014.
- [4] A. Officer *et al.*, *World Disability Report*. Malta, 2014.
- [5] L. Marchal-crespo and D. J. Reinkensmeyer, “Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury,” vol. 15, 2009.
- [6] J. M. Veerbeek, A. C. Langbroek-Amersfoort, E. E. H. Van Wegen, C. G. M. Meskers, and G. Kwakkel, “Effects of Robot-Assisted Therapy for the Upper Limb after Stroke,” *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 31, no. 2, pp. 107–121, 2017.
- [7] A. M. Stewart, C. G. Pretty, and M. Adams, “Review of Upper Limb Hybrid Exoskeletons,” *IFAC-PapersOnLine*, vol. 50, no. 1, pp. 15169–15178, 2017.
- [8] A. Niyetkaliyev, S. Hussain, and M. Ghayesh, “Review on Design and Control Aspects of Robotic Shoulder Rehabilitation Orthoses,” *IEEE Trans. Human-Machine Syst.*, vol. 47, no. 6, pp. 1134–1145, 2017.
- [9] R. A. R. C. Gopura and K. Kiguchi, “Mechanical Designs of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots,” in *IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2009, pp. 178–187.
- [10] J. Rosen, M. Brand, and M. Fuchs, “A myosignal-based powered exoskeleton system,” *IEEE Trans. Syst. Man, Cybern. - Part A Syst. Humans*, vol. 31, no. 3, pp. 210–222, May 2001.
- [11] World health organization and M. Bank, “World Report on Disability.” OMS, Malta, p. 388, 2011.
- [12] Anonimous, “Design and development of a human-machine interactive-force controlled powered upper-limb exoskeleton for human augmentation and physical rehabilitation,” in *International Conference on Biomedical Engineering and Sciences*, 2012, pp. 465–470.
- [13] INEGI, *Las Personas con Discapacidad en México, una Visión al 2010*. 2013.
- [14] J. C. Perry, J. Rosen, and S. Burns, “Upper-limb powered exoskeleton design,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 12, no. 4, pp. 408–417, 2007.
- [15] J. M. P. Gunasekara, R. a. R. C. Gopura, and T. S. S. Jayawardane, “Control methodologies for upper limb exoskeleton robots,” in *IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, 2012, pp. 19–24.
- [16] K. L. Moore, A. F. Dailey, and A. M. R. Agur, *MOORE Anatomía con orientacion clínica*, vol. 53, no. 9. 2013.
- [17] F. H. Netter, *Atlas Anatomía Humana*, 5 ta. España.
- [18] R. F. Chandler, C. E. Clauser, and J. T. McConville, “Investigation of inertial properties of the human body,” *Clim. Chang. 2013 - Phys. Sci. Basis*, no. 3, p. 171, 1975.
- [19] P. J. Prendergast, “Mechanics applied to skeletal ontogeny and phylogeny,” *Meccanica*, vol. 37, no. 4–5, pp. 317–334, 2002.
- [20] C.-W. C. C.-W. Chun, O. C. Jenkins, and M. J. Mataric, “Markerless kinematic model and motion capture from volume sequences,” *2003 IEEE Comput. Soc. Conf. Comput. Vis. Pattern Recognition, 2003. Proceedings.*, vol. 2, no. DOI:10.1109/CVPR.2003.1211505, 2003.
- [21] F. Martinez, “Diseño de Prótesis Transfemoral Activa,” 2013.
- [22] R. Ceres, M.-Á. Mañanas, and J.-M. Azorín, “Interfaces y sistemas en rehabilitación y compensación funcional para la autonomía personal y la terapia clínica,” *Rev. Iberoam.*

- Automática e Informática Ind.*, vol. 8, no. 2, pp. 5-15 DOI:10.4995/RIAI.2011.02.03, 2011.
- [23] N. Yang, “Apparatus for facilitating walking, running, and jumping,” 1890.
- [24] L. C. Kelley, “Pedomotor. US1308675 A,” 1919.
- [25] J. Alvarez Sabín *et al.*, *PASI. PLAN DE ATENCIÓN SANITARIA DEL ICTUS*. 2011.
- [26] INR, “‘‘Instituto Nacional de Rehabilitación,’ Instituto Nacional de Reahabilitación, Secretaría de Salud, 2015. [Online].,” 2015. [Online]. Available: <http://www.inr.gob.mx/o13.html>.
- [27] N. Rehmat, J. Zuo, and W. Meng, “Upper limb rehabilitation using robotic exoskeleton systems: a systematic review,” *Int. J. Intell. Robot. Appl.*, vol. 2, no. 3, pp. 283–295, 2018.
- [28] C. A. Anirudh Sharma, A. S. Karthik Sai Vishnu Kumar, A. Prasad, R. Begum, G. S. Sharvani, and A. E. Manjunath, “Multifaceted bio-medical applications of exoskeleton: A review,” in *Proceedings of the 2nd International Conference on Inventive Systems and Control, ICISC 2018*, 2018, pp. 11–15.
- [29] M. R. Islam, C. Spiewak, and M. H. Rahman, “A Brief Review on Robotic Exoskeletons for Upper Extremity Rehabilitation to Find the Gap between Research Porotype and Commercial Type,” *Adv. Robot. Autom.*, vol. 06, no. 03, 2017.
- [30] R. A. R. C. Gopura, D. S. V. Bandara, and K. Kiguchi, “Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeleton robots: A review,” *Rob. Auton. Syst.*, vol. 75, pp. 203–220, 2016.
- [31] T. Proietti, V. Crocher, and A. Roby-Brami, “Upper-limb robotic exoskeletons for neurorehabilitation: A review on control strategies,” *IEEE Rev. Biomed. Eng.*, vol. 9, pp. 4–14, 2016.
- [32] M. Babaiasl, A. Ghanbari, and S. M. R. Noorani, “Mechanical design, simulation and nonlinear control of a new exoskeleton robot for use in upper-limb rehabilitation after stroke,” in *20th Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*, 2013, pp. 18–20.
- [33] M. A. Destarac, C. E. García, and J. García, “ORTE : Robot for Upper Limb Rehabilitation . Biomechanical Analysis of Human Movements .,” *IEEE Lat. Am. Trans.*, vol. 16, no. 6, pp. 1638–1643, 2018.
- [34] G. Zhang, P. Yang, and J. Wang, “Multivariable Finite-Time Control of 5 DOF Upper-Limb Exoskeleton Based on Linear Extended Observer,” *IEEE Access*, vol. 6, pp. 43213–43221, 2018.
- [35] J. Kühn, T. Hu, and M. Schappler, “Dynamics simulation for an upper-limb human-exoskeleton assistance system in a latent-space controlled tool manipulation task,” in *2018 IEEE International Conference on Simulation, Modeling, and Programming for Autonomous Robots, SIMPAR 2018*, 2018, no. 5, pp. 158–165.
- [36] Y. Onozuka, R. Suzuki, and Y. Yamada, “An exoskeleton type 4-DOF force feedback device using magnetorheological fluid clutches and artificial muscles,” in *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM*, 2018, vol. 2018-July, pp. 869–874.
- [37] Y. Y. Su, K. Y. Wu, C. H. Lin, Y. L. Yu, and C. C. Lan, “Design of a lightweight forearm exoskeleton for fine-motion rehabilitation,” in *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, AIM*, 2018, vol. 2018-July, pp. 438–443.
- [38] A. Gupta, M. K. O’Malley, and V. Patoglu, “Design, Control and Performance of RiceWrist: A Force Feedback Wrist Exoskeleton for Rehabilitation and Training,” *Int. J. Rob. Res.*, vol. 27, pp. 233–251, 2008.
- [39] B. Ugurlu, M. Nishimura, and K. Hyodo, “Proof of Concept for Robot-Aided Upper Limb Rehabilitation Using Disturbance Observers,” *IEEE Trans. Human-Machine Syst.*, vol. 45, no. 1, pp. 110–118, 2015.
- [40] Y. Jung and J. Bae, “Kinematic analysis of a 5-DOF upper-limb exoskeleton with a tilted and vertically translating shoulder joint,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 20, no. 3, pp. 1428–1439, 2015.

- [41] M. H. Rahman, M. Saad, and J. P. Kenné, “Exoskeleton Robot for Rehabilitation of Elbow and Forearm Movements,” in *18th Mediterranean Conference on Control & Automation*, 2010, pp. 1567–1572.
- [42] K. Kiguchi, T. Tanaka, and T. Fukuda, “Neuro-fuzzy control of a robotic exoskeleton with EMG signals,” *IEEE Trans. Fuzzy Syst.*, vol. 12, no. 4, pp. 481–490, 2004.
- [43] Z. G. Xiao, A. M. Elnady, and C. Menon, “Control an exoskeleton for forearm rotation using FMG,” in *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, 2014, pp. 591–596.
- [44] A. U. Pehlivan, S. Lee, and M. K. O’Malley, “Mechanical Design of RiceWrist-S : a Forearm-Wrist Exoskeleton for Stroke and Spinal Cord Injury Rehabilitation,” in *The 4th IEEE RAS/EMBS International Con*, 2012, pp. 1573–1578.
- [45] A. U. Pehlivan, C. Rose, and M. K. O’Malley, “System characterization of RiceWrist-S: A forearm-wrist exoskeleton for upper extremity rehabilitation,” in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2013, vol. 2.
- [46] M. B. Hong, S. J. Kim, and K. Kim, “Development of a 10-DOF robotic system for upper-limb power assistance,” in *9th International Conference on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)*, 2012, pp. 61–62.
- [47] M. H. Rahman, M. Saad, and J. P. Kenné, “Control of a powered exoskeleton for elbow, forearm and wrist joint movements,” in *IEEE 11th International Conference on Robotics and Biomimetics*, 2011, pp. 1561–1566.
- [48] B. Brahmi, M. Saad, and C. Ochoa Luna, “Adaptive Tracking Control of an Exoskeleton robot with Uncertain Dynamics Based on Estimated Time Delay Control,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 23, no. 2, pp. 575–585, 2018.
- [49] S. Zhang, S. Guo, and M. Qu, “Development of a Bilateral Rehabilitation Training System Using the Haptic Device and Inertia Sensors,” in *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, 2014, pp. 606–611.
- [50] W. Wei, S. Guo, and W. Zhang, “A novel VR-based upper limb rehabilitation robot system,” in *2013 ICME International Conference on Complex Medical Engineering, CME 2013*, 2013, vol. 5, pp. 302–306.
- [51] Z. Song, S. Guo, and M. Pang, “ULERD-based active training for upper limb rehabilitation,” in *IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, 2012, pp. 569–574.
- [52] H.-B. Kang, J.-H. Wang, and L.-Y. Yu, “Adaptive controller design for upper-limb rehabilitation robot,” in *2013 25th Chinese Control and Decision Conference*, 2013, pp. 2626–2631.
- [53] H. Kimura, E. Genda, and K. Nakamura, “Development of upper-limb motion-assist device for high cervical spinal cord injury,” in *Proceedings of the SICE Annual Conference*, 2014, pp. 488–493.
- [54] Y. J. Kim, C. K. Park, and K. G. Kim, “An EMG-based variable impedance control for elbow exercise: preliminary study,” *Adv. Robot.*, vol. 31, no. 15, pp. 809–820, 2017.
- [55] B. J. B. Lee, A. Williams, and P. Ben-Tzvi, “Intelligent Object Grasping with Sensor Fusion for Rehabilitation and Assistive Applications,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 26, no. 8, pp. 1556–1565, 2018.
- [56] A. Abooe, M. Mehdi, and F. Sedghi, “Robust nonlinear control schemes for finite-time tracking objective of a 5-DOF robotic exoskeleton,” *Int. J. Control*, vol. 7179, pp. 1–16, 2018.
- [57] V. Crocher, J. Fong, and T. Bosch, “Upper Limb Dweighting using Underactuated End-effector based Backdrivable Manipulanda,” *IEEE Robot. Autom. Lett.*, vol. 3, no. 3, pp. 2116–2122, 2018.
- [58] J. Zheng, P. Shi, and H. Yu, “A Virtual Reality Rehabilitation Training System Based on Upper Limb Exoskeleton Robot,” in *2018 10th International Conference on Intelligent Human-Machine*

- Systems and Cybernetics (IHMSC)*, 2018, vol. 01, pp. 220–223.
- [59] C. Global, “ISO Kaizen-Blitz Sistema Integral de Gerencia para Competitividad Global y Reducción de Riesgos,” 2001.
- [60] P. P. Soriano and S. L. Belloch, *Biomecánica Básica aplicada a la actividad física y el deporte*, Primera. Valencia, 2015.
- [61] A. I. Kapandji, *Fisiología Articular, Tomo 1*, Sexta. 2012.
- [62] E. Peizer, D. Wright, and C. Mason, “Human locomotion,” *Bull Prosthet Res*, vol. 10, pp. 48–105, 1969.
- [63] R. Alazrai, A. Zmily, and Y. Mowafi, “Fall detection for elderly using anatomical-plane-based representation,” *2014 36th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC 2014*, pp. 5916–5919, 2014.
- [64] M. Lazarević, “Mechanics of Human Locomotor System,” *FME Trans.*, vol. 34, no. 2, pp. 105–114, 2006.
- [65] Y. Hurmuzlu and C. Basdogan, “On the Measurement of Dynamic Stability of Human Locomotion,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 116, no. 1, p. 30, 1994.
- [66] V. Todorovic, C. Russell, and R. Stratton, *The “Must” explanatory booklet, a guide to the “Malnutrition Universal Screening Tool” (MUST) for adults*, BAPEN. UK, 2003.
- [67] V. . Soto and M. Gutiérrez, “PARÁMETROS INERCIALES PARA EL MODELADO BIOMECÁNICO DEL CUERPO HUMANO,” *Rev. Mot.*, vol. 7, no. 3, pp. 169–189, 1996.
- [68] R. L. Drake, W. Vogl, and A. W. M. Mitchell, *Gray - Anatomía para Estudiantes*, 3 ra. España: ISBN: 0-443-06612-4, 2005.
- [69] F. J. R. Rodríguez, *Estimación de la masa muscular segmentada, por medio de ecuaciones antropométricas y su relación con la dexta, en deportistas recreativos.*, Servicio d. Córdoba, España: UCO, 2011.
- [70] R. Esquivel and L. D. M. Humana, “Cuantificación de la masa muscular de los miembros apendiculares, por medio ecuaciones antropométricas muscle mass quantification of appendicular members, trough anthropometric equations,” pp. 44–48, 2009.
- [71] F. J. Rodríguez Rodríguez, H. I. González Fuenzalida, J. L. Cordero Ortiz, S. Lagos Nieto, R. A. Aguilera Tapia, and F. O. Barraza Gómez, “Estimación y Comparación de la Masa Muscular por Segmento, en Deportistas Juveniles Chilenos,” *Int. J. Morphol.*, vol. 32, no. 2, pp. 703-708 DOI:10.4067/S0717-95022014000200050, 2014.
- [72] M. Folgheraiter, J. de Gea, B. Bongardt, J. Albiez, and F. Kirchner, “Bio-inspired control of an arm exoskeleton joint with active-compliant actuation system,” *Appl. Bionics Biomech.*, vol. 6, no. 2, pp. 193-204 DOI:10.1080/11762320902840187, 2009.
- [73] R. Wei, S. Balasubramanian, L. Xu, and J. He, “Adaptive Iterative Learning Control design for RUPERT IV,” *Proc. 2nd Bienn. IEEE/RAS-EMBS Int. Conf. Biomed. Robot. Biomechatronics*, pp. 647-652 DOI:10.1109/BIOROB.2008.4762841, 2008.
- [74] D. S. Andreasen, S. K. Allen, and S. H. Sprigle, “Exoskeleton for forearm pronation and supination rehabilitation,” in *26th annual International conference of the IEEE*, 2004, pp. 2714–2717.
- [75] M. Alejandro, C. Cardona, F. R. Spitia, and A. B. López, “Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación,” *Rev. Ing. Biomédica*, vol. 4, no. ISSN:1909-9762, pp. 63–73, 2010.
- [76] C. Ranathunga, Arachchilage Ruwan and K. Kiguchi, “EMG-Based Control of an Exoskeleton Robot for Human Forearm and Wrist Motion Assist,” *J. Adv. Mech. Des. Syst. Manuf.*, vol. 2, no. 6, pp. 1067–1083, 2008.
- [77] Y. Horiuchi, T. Kishi, and J. Gonzalez, “A study on classification of upper limb motions from

- around-shoulder muscle activities,” in *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2009, pp. 311–315.
- [78] V. Crocher, N. Jarrassé, and A. Sahbani, “Changing human upper-limb synergies with an exoskeleton using viscous fields,” in *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2011, pp. 4657–4663.
- [79] T. T. Choudhury, M. M. Rahman, A. Khorshidtalab, and M. R. Khan, “Modeling of Human Arm Movement: A Study on Daily Movement,” in *Fifth International Conference on Computational Intelligence, Modelling and Simulation*, 2013, pp. 63–68.
- [80] W. Huo, J. Huang, Y. Wang, J. Wu, and L. Cheng, “Control of upper-limb power-assist exoskeleton based on motion intention recognition,” *IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, pp. 2243–2248 DOI:10.1109/ICRA.2011.5980483, 2011.
- [81] F. Serea, M. Poboroniuc, and D. Irimia, “Preliminary results on a hybrid FES-exoskeleton system aiming to rehabilitate upper limb in disabled people,” in *2013 17th International Conference on System Theory, Control and Computing (ICSTCC)*, 2013, pp. 722–727.
- [82] K. Ali, “Control Design of a De-Weighting Upper Limb Exoskeleton,” *2018 Int. Conf. Appl. Eng.*, pp. 1–6, 2018.
- [83] F. Casolo and G. Ruggieri, “Dynamic analysis of the ball-racket impact in the game of tennis,” *Meccanica*, vol. 26, no. 2–3, pp. 67–73 DOI:10.1007/BF00429871, 1991.
- [84] J. Garrido, W. Yu, and A. Soria, “Modular Design and Modeling of an Upper Limb Exoskeleton,” in *5th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2014, pp. 508–513.
- [85] N. Klopčar and J. Lenarčič, “Kinematic model for determination of human arm reachable workspace,” *Meccanica*, vol. 40, no. 2, pp. 203–219, 2005.
- [86] S. Noveanu, B. Chetran, O. Tatar, G. Raducanu, and D. Mandru, “Structural synthesis of the upper limb modular wearable exercisers,” *2013 17th Int. Conf. Syst. Theory, Control Comput. ICSTCC 2013; Jt. Conf. SINTES 2013, SACCs 2013, SIMSIS 2013 - Proc.*, pp. 693–698, 2013.
- [87] A. R. Olaya, “Sistema robótico multimodal para análisis y estudios en biomecánica, movimiento humano y control neuromotor,” 2008.
- [88] I. Healthcare, “Tratamiento de los accidentes cerebrovasculares.” pp. 1–2, 2004.
- [89] A. F. Ruiz O., A. Lopez D., D. Delisle R., A. L. Jutinico A., and G. M. Diaz, “Especificaciones de diseño de un exoesqueleto robótico de miembro superior para ser usado en la neurorehabilitación,” in *Pan American Health Care Exchanges*, 2013, vol. 14, p. 6257 DOI:10.1109/PAHCE.2013.6568256.
- [90] F. J. Regino Ubarnes, E. M. Ochoa, and A. L. Vergel, “Control Proporcional Integral Generalizado ( Gpi ) Para El Lazo De Corriente De Un Convertidor Ac – Dc Boost Bridgeless,” *Rev. Ingenio UFPSO*, vol. 13, pp. 49–56, 2017.
- [91] H. Sira-Ramírez, “Generalizaed Proportional Integral control of linear and nonlinear systems,” 2009.
- [92] M. Fliess, J. Lévine, P. Martin, and P. Rouchon, “Flatness and defect of nonlinear systems: introductory theory and applications,” *Int. J. Control*, vol. 61, no. April 2013, pp. 1327–1361, 1995.
- [93] A. Fontana, M. Dettori and F. Salsedo, “Mechanical design of a novel hand exoskeleton for accurate force displaying,” in *IEEE 11th International Conference on Robotics and Automation*, 2009, pp. 1704–1709.
- [94] Z.-M. Li, “Functional degrees of freedom,” *Motor Control*, vol. 10, no. 4, pp. 301–310 DOI: 10.1123/mcj.10.4.301, 2006.
- [95] Z. Zhang, L. W. C. Wong, and J. K. Wu, “3D Upper limb motion modeling and estimation using



- wearable micro-sensors,” in *2010 International Conference on Body Sensor Networks, BSN 2010*, 2010, pp. 117–123.
- [96] C. F. Rodríguez, H. Quintero, and H. Aschner, “Movimiento del brazo humano: de los tres planos a las tres dimensiones,” *Rev. Ing.*, pp. 36–42, 2005.
- [97] D. Sosa-Mendez, “Desarrollo de un exoesqueleto para rehabilitación de hombro,” Universidad Tecnológica de la Mixteca, 2017.
- [98] A. Baturone Ollero, *Robotica Manipuladores y robots moviles*. Barcelona, 2001.
- [99] K. S. Fu, R. C. González, and C. S. G. Lee, “Robotica: Control, detección, visión e inteligencia.” p. 599, 1988.
- [100] D. Knudson, *Fundamentals of Biomechanics*, Second ed. Chico, EUA, 2007.
- [101] J. B. Frutos, “El uso de la videografía y software de análisis del movimiento para el estudio de la técnica deportiva,” pp. 1–10, 2014.
- [102] S. H. Elwardany, W. H. El-Sayed, and M. F. Ali, “Reliability of Kinovea Computer Program in Measuring Cervical Range of Motion in Sagittal Plane,” *Open Access Libr. J.*, vol. 02, no. 09, pp. 1–10, 2015.
- [103] C. Guzmán-Valdivia, A. Blanco-Ortega, M. Oliver-Salazar, and J. Carrera-Escobedo, “Therapeutic Motion Analysis of Lower Limbs Using Kinovea,” *Int. J. Soft Comput. Eng.*, vol. 3, no. 2, pp. 359–365, 2013.
- [104] G. Andrikopoulos, G. Nikolakopoulos, and S. Manesis, “Design and development of an exoskeletal wrist prototype via pneumatic artificial muscles,” *Meccanica*, vol. 50, no. 11, pp. 2709–2730 DOI:10.1007/s11012-015-0199–8, 2015.
- [105] A. Zeiaee, R. Soltani-Zarrin, R. Langari, and R. Tafreshi, “Design and kinematic analysis of a novel upper limb exoskeleton for rehabilitation of stroke patients,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, pp. 759–764, 2017.
- [106] G. Pahl and W. Beits, *Engineering design: a systematic approach.docx*. 2013.
- [107] M. Greene, *Orthotics And Prosthetics*, vol. 35, no. 1. 1981.
- [108] C. Rodríguez-Guerrero, J. C. Fraile, J. Pérez-Turiel, and P. Rivera, “Robot biocooperativo con modulación háptica para tareas de neurorehabilitación de los miembros superiores,” *Rev. Iberoam. Autom. e Inform. Ind.*, vol. 8, no. 2, pp. 63–70 DOI:10.4995/RIAI.2011.02.09, 2011.
- [109] R. F. Chandler, C. E. Clauser, J. T. McConville, H. M. Reynolds, and J. W. Young, “Investigation of inertial properties of the human body,” *Natl. Highw. Traffic Saf. Adm.*, no. March, pp. 1–169, 1975.

Dispongo de definiciones de esos términos pero no los entiendo.

**Película: Frank y el robot**

## Anexo I. Accidente Cerebro Vascular o Ictus.

A continuación se aunar a fondo el daño cerebral producido por un ACV o ictus.

### Conceptos fundamentales de ACV.

Muchos de los factores que pueden aumentar las posibilidades de padecer riesgo no se pueden controlar (la edad, la historia clínica familiar, la raza o el sexo). Sin embargo, la mayor parte de los factores<sup>18</sup> que aumentan el riesgo pueden ser cambiados, tratados o modificados.

Los problemas de los vasos sanguíneos cerebrales pueden ser de dos tipos:

#### A. ACV isquémico:

Los coágulos causantes del problema se denominan trombos cerebrales o embolismo cerebral. Causado por una obstrucción del vaso sanguíneo. Este problema se suele producir por el desarrollo de depósitos de grasa en los muros del vaso, lo que se denomina aterosclerosis (ver Figura AI.1). Los tipos de ACV isquémicos<sup>19</sup> más frecuentes son: isquémico transitorio (AIT), infarto cerebral, ACV isquémico total, ACV de circulación posterior y ACV lacunares.

#### B. ACV hemorrágico:

El vaso se rompe, lo que provoca que la sangre irrumpa en el cerebro (ver Figura AI.2). Al entrar la sangre comprime el tejido cerebral. Existen dos subtipos de este tipo de ACV, la hemorragia intercerebral y la subaracnoidea. Sucede cuando se rompe un vaso sanguíneo débil. Existen dos tipos de estos vasos débiles que provocan ACV hemorrágicos: los aneurismas<sup>20</sup> y las malformaciones arteriovenosas<sup>21</sup>. El tercer tipo es el ataque isquémico transitorio que se presenta durante un pequeño periodo de tiempo, y se resuelve por sí solo a través de mecanismos normales. Es un indicativo potente de un ACV, por lo que cuando se produce, hay que tomar medidas para evitar un ataque más serio.

---

<sup>18</sup> Factores que aumentan un ACV. Ver Anexo I

<sup>19</sup> Tipos de ACV isquémicos. Ver Anexo I

<sup>20</sup> Aneurisma. Es una región inflada o debilitada de un vaso sanguíneo.

<sup>21</sup> Malformación arteriovenosa. Es un grupo de vasos sanguíneos formados de manera anormal.

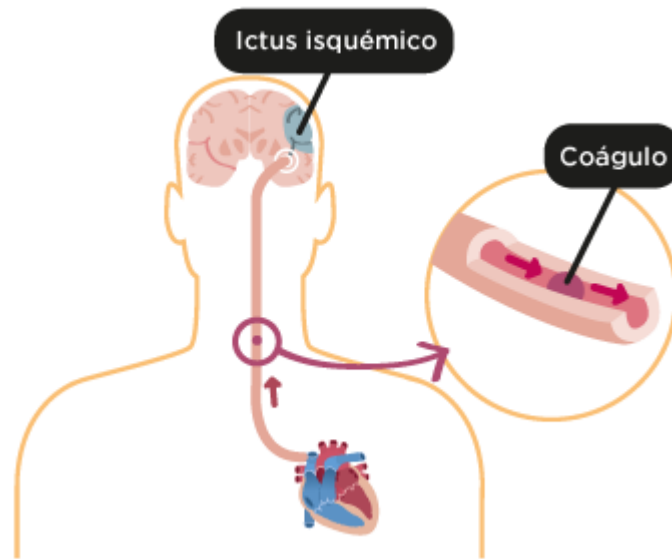


Figura AI.1. Representación del ACV isquémico.

Las hemorragias cerebrales suponen el 15 por ciento de todos los ACV y presentan una tasa de mortalidad del 45 por ciento. Afectan de 10 a 30 personas por cada 100.000 al año, y la recuperación de los supervivientes no es rápida: solo un 10 por ciento de ellos podrá ser independiente. Las hemorragias subaracnoideas, por otra parte, son menos frecuentes, registrando sólo el cinco por ciento de todos los ACV. Se dan de siete a 10 casos por cada 100.000 personas cada año, y es más común entre la gente entre 50 y 60 años, especialmente las mujeres. La tasa de mortalidad se encuentra en un 51 por ciento.

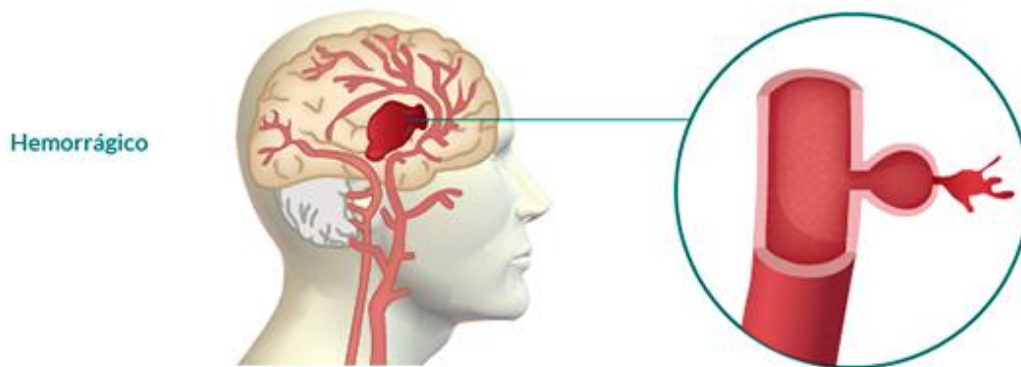


Figura AI.2. Representación del ACV Hemorrágico.

### C. Factores que aumentan el riesgo de un ACV.

- Edad avanzada: Pasados los 55 años, cada década vivida dobla el riesgo de padecer un ACV. No obstante, esto no quiere decir que las personas jóvenes no sufran el problema.

- Sexo: Se producen, más o menos la misma cantidad de ACV en los dos sexos. No obstante, más de la mitad de las muertes son en mujeres.
- Herencia familiar y raza: El riesgo de sufrir un ACV es mayor si alguna persona de la familia lo ha padecido. Las personas de ascendencia negra tienen más riesgo de muerte y de padecer discapacidades más grandes que los blancos, en parte debido a que en esta raza la presión sanguínea elevada tiene más incidencia, y este problema es un factor de riesgo importante en ACV.
- Haber sufrido un ACV recientemente: Una vez sufrido un ACV las posibilidades de padecer otro aumentan considerablemente.
- Tener la presión sanguínea elevada: La hipertensión arterial es el factor de riesgo que mejor predice el ACV. De hecho, otros riesgos dependen de éste. Aproximadamente un 70 por ciento de los ACV ocurren a causa de la hipertensión. Muchos científicos opinan que la mejora en los tratamientos de esta patología es una razón clave para explicar la bajada acelerada del número de muertes por ACV.
- Fumar: En los últimos años los estudios han demostrado que fumar cigarros es un factor importante de riesgo. La nicotina y el monóxido de carbono dañan el sistema cardiovascular de varias formas. El uso de anticonceptivos orales sumado al tabaquismo incrementa en gran medida el riesgo de ACV.
- Padecer diabetes mellitus: La diabetes es un factor de riesgo independiente y está relacionada en gran medida con la presión sanguínea elevada. Aunque la diabetes se puede tratar, padecerla incrementa el riesgo de ACV. Los diabéticos suelen tener también el colesterol alto y sobrepeso, lo que aumenta todavía más sus riesgos.
- Sufrir enfermedad de la arteria carótida. Las arterias carótidas del cuello proveen al corazón de sangre. Una carótida dañada por la aterosclerosis puede bloquear el vaso y provocar un coágulo de sangre, que puede causar un ACV. El diagnóstico de este problema lo realiza el médico escuchando con su estetoscopio en el cuello y detectando un sonido anormal.
- Presentar enfermedad cardíaca: Un corazón enfermo aumenta el riesgo de ACV. De hecho, las personas que padecen problemas cardíacos tienen el doble de posibilidades de padecer este problema. La fibrilación atrial (el latido rápido y descoordinado de las cámaras cardíacas superiores) aumenta particularmente el riesgo de ACV. El ataque al corazón también es una de las causas de muertes más frecuentes en los supervivientes de un ACV.
- Sufrir ataques isquémicos transitorios: Se los conoce como mini ACV que producen síntomas similares, pero no daños que perduran.
- Contador de glóbulos rojos alto: Un incremento moderado o importante del número de glóbulos rojos también es un indicador importante de ACV. La razón es que los glóbulos rojos provocan que la sangre se espese, lo que puede provocar coágulos más fácilmente.
- La estación del año y el clima: Las muertes por ACV ocurren con más frecuencia con temperaturas extremadamente frías o calurosas.

- Consumir alcohol en exceso: El exceso de alcohol puede aumentar la presión sanguínea, aumentar la obesidad, los triglicéridos, el cáncer y otras enfermedades, causar fallos cardíacos y, en consecuencia, provocar un ACV.
- Ciertos tipos de consumo de drogas: Tomar drogas por vía intravenosa aumenta el riesgo de ACV debido a un émbolo cerebral. El uso de cocaína también se ha relacionado fuertemente a ACV, ataques de corazón y varias complicaciones cardiovasculares. Estos problemas se han dado, incluso, cuando se ha consumido por primera vez cocaína.

Los tipos de ACV isquémicos más frecuentes son

- Ataque isquémico transitorio (AIT): Presenta unos síntomas similares a los de un infarto, pero es más corto y no muestra las consecuencias propias de un infarto. El AIT es un episodio de déficit neurológico de corta duración que en la mayoría de los casos dura menos de dos horas. Entre el 7 y el 40 por ciento de los pacientes que sufren un AIT, poco después sufren un ACV isquémico.
- Infarto cerebral: Deja una lesión cerebral permanente.

Según su extensión y localización, los ACV isquémicos pueden clasificarse de la siguiente manera:

- ACV isquémico total: Es de gran tamaño y afecta a la arteria cerebral media o la arteria cerebral anterior. Provoca disfunción cerebral superior, hemianopsia homónima y déficit motor y/o sensitivo homolateral.
- ACV de Circulación Posterior: Afecta a los pares craneales que provocan déficit motor y sensitivo contralateral. Provoca patología oculomotora, disfunción cerebelosa sin déficit de vías largas ipsilaterales y hemianopsia homónima aislada.
- ACV Lacunares: Provocan hemisíndromes motor puro, sensitivo puro, sensitivo motor, hemiparesia atáxica y disartria.

Los tipos de discapacidades puede ocasionar un ACV son:

*Parálisis o problemas para controlar el movimiento (control motriz).* La parálisis es una de las discapacidades más comunes que resulta de una apoplejía. Generalmente la parálisis es solamente en el lado del cuerpo opuesto al lado del cerebro dañado por la apoplejía, y puede afectar la cara, un brazo, una pierna, o un lado entero del cuerpo. Esta parálisis de un solo lado se llama hemiplejía (la debilidad de un solo lado se llama hemiparesia). Los pacientes de una apoplejía con hemiparesia o hemiplejía pueden tener dificultad para realizar las actividades diarias como caminar o agarrar objetos. Algunos pacientes que sufrieron una apoplejía tienen problemas para tragar, lo que se llama disfagia, debido al daño a la parte del cerebro que controla los músculos para tragar. Un daño a la parte inferior del cerebro llamado cerebelo puede afectar la habilidad del cuerpo para coordinar el movimiento, es decir, una discapacidad llamada ataxia, que conduce a problemas con la postura corporal, el caminar y el equilibrio.

*Perturbaciones sensoriales incluyendo el dolor.* Los pacientes que han sufrido un ataque cerebrovascular pueden perder su habilidad de sentir cuando los tocan, o de sentir el dolor, la temperatura, o la posición. La falta de sensibilidad también puede entorpecer la habilidad de los

pacientes de reconocer los objetos que sostienen y puede ser tan severa que hace que el paciente no reconozca su propia extremidad. Algunos pacientes sienten dolor, entumecimiento o sensaciones raras de hormigueo o picazón en las extremidades paralizadas o debilitadas, lo que se conoce como parestesia.

*Problemas en el uso y entendimiento del idioma (afasia).* Por lo menos un cuarto de todos los sobrevivientes de un ataque cerebrovascular sufre de algún deterioro en el lenguaje que involucra la habilidad para hablar, escribir y comprender el idioma hablado y escrito. Un daño inducido por un ataque cerebrovascular a cualquiera de los centros de control del lenguaje del cerebro puede deteriorar severamente la comunicación verbal. Un daño al centro del lenguaje localizado en el lado dominante del cerebro, conocido como el área de Broca, causa la afasia expresiva. Las personas con este tipo de afasia tienen dificultad para expresar su pensamiento a través de las palabras o por escrito. Pierden la habilidad para decir las palabras que están pensando y para unir palabras en oraciones coherentes y gramaticalmente correctas. En comparación, el daño a un centro del lenguaje localizado en la parte trasera del cerebro, llamada el área de Wernicke, resulta en una afasia receptiva. Las personas con este problema tienen dificultad para comprender el idioma hablado o escrito y a menudo tienen un habla incoherente.

*Problemas con el pensamiento y la memoria.* La apoplejía puede dañar partes cerebro responsable por la memoria, el aprendizaje, y el discernimiento. Los sobrevivientes de una apoplejía pueden tener la concentración dramáticamente reducida o pueden experimentar déficit en la memoria a corto plazo. También pueden perder su habilidad para hacer planes, comprender el significado de las cosas, aprender tareas nuevas, o involucrarse en otras actividades mentales complejas. Dos déficit bastante comunes que resultan de una apoplejía son la anosognosia, una inhabilidad para aceptar la realidad de los deterioros físicos que resultan de la apoplejía, y la negligencia unilateral, es decir, la pérdida de la habilidad para responder a objetos o estimulación sensorial en un lado del cuerpo, generalmente el lado dañado por la apoplejía.

*Perturbaciones emocionales.* Muchas personas que sobreviven una apoplejía sienten miedo, ansiedad, frustración, rabia, tristeza y una sensación de pesar por sus carencias físicas y mentales. Estos sentimientos son una respuesta natural al trauma psicológico de una apoplejía. Algunas perturbaciones emocionales y cambios de personalidad son el resultado de los efectos físicos del daño cerebral. La depresión clínica, que es una sensación de desolación que interrumpe la habilidad de la persona para funcionar, parece ser el trastorno emocional que los sobrevivientes de una apoplejía sienten más a menudo. Las señales de una depresión clínica incluyen perturbaciones en el sueño, un cambio radical en los patrones de alimentación que pueden conducir a una pérdida o aumento repentino de peso, letargo, reclusión social, irritabilidad, fatiga, auto-desprecio, y pensamientos suicidas.

## Anexo II Biomecánica de la extremidad superior.

Existe una interacción para coordinar los segmentos que intervienen y realizan un movimiento suave y eficiente a la distancia o posición del trabajo requerido. La eficiencia radica en la función de la mano, que resulta en gran medida de la habilidad para situarla en la posición más adecuada mediante movimientos de las articulaciones escápulo-torácica, gleno-humeral y acromioclavicular; del codo, radio-ulnar proximal y del carpo [68][16][17]. Las articulaciones del miembro superior (ver Figura AII 1) interaccionan de forma sincronizada para coordinar los segmentos participantes en la realización de movimientos suaves y eficientes a la distancia o en la posición más operativas necesarias para una tarea en concreto.



Figura AII.1 Segmentos y huesos del miembro superior. Las articulaciones dividen el esqueleto apendicular superior, y por tanto el propio miembro, en cuatro segmentos principales: hombro, brazo, antebrazo y mano.

La biomecánica de las extremidades superiores se articula entre el esqueleto apendicular con el esqueleto axial solo mediante la articulación esternoclavicular, lo cual permite una gran movilidad. Las funciones de sostén, estabilización y movimiento de las clavículas y las escápulas de la cintura escapular la llevan a cabo los músculos axioapendiculares<sup>1</sup>, que se insertan en las estructuras relativamente fijas como las costillas, el esternón y las vértebras del esqueleto axial [16]. Los huesos que forman parte de la extremidad [68] son: Clavícula, que conecta el miembro superior del tronco; Escápula, hueso triangular que se encuentra en la cara posterolateral del tórax y descansa sobre las costillas 2.a a 7.a; Húmero, es el hueso más grande

del miembro superior; Huesos del antebrazo, unidad formada por dos huesos paralelos el radio y la ulna; y por último el Carpo o Muñeca el cual está compuesto por ocho huesos carpianos, tanto proximal y distal (ver Figura AII 2).



Figura AII 2. Articulaciones de cada parte de la extremidad superior

Para tener un mejor campo de acción, es imprescindible, conocer los componentes físicos de la extremidad superior en el diseño tanto huesos, músculos, ligamentos y articulaciones, para referirse adecuadamente a ellos y saber cuál es la biomecánica de cada uno de ellos. Esto se describe en Tabla XI. La orientación de la mano se logra mediante el movimiento del antebrazo pronación/supinación de igual forma mediante flexión/extensión de la mano [74]; Todos estos movimientos conocidos como grados de libertad están asociados a contracciones o extensiones de músculos, tendones, ligamentos, y movimiento de huesos; lo cual nos lleva a que en un exoesqueleto, se debe de imitar cada uno de estos movimientos por medio de actuadores eléctricos, electrónicos y mecánicos que van a emular articulaciones, huesos y movimientos biomecánicos.

Tabla XI. Descripción de elementos que componen las articulaciones de miembro superior.

Articulación	Carpo	Codo	Hombro
Huesos	Carpiano proximal (pisiforme, piramidal, semilunar y tubérculo de escafoides), Carpiano distal (Trapezio, trapezoide, grande ganchoso)	Húmero, radio y ulna	Clavícula, escápula y clavícula, húmero
Ligamentos	Anterior (Radio carpiano, ulnocarpiano, colateral radial, colateral ulnar), posterior (colateral radial, colateral ulnar, radiocarpiano)	Anular, colateral medial, tendón bíceps, banda anterior, banda posterior, banda oblicua, cuerda oblicua y membrana interósea.	Apófisis coracoides, bolsa, coracoacromial, supraespinoso, tendón cabeza larga del bíceps



Músculos	El haz humeral, se origina del epicóndilo medial del húmero por el tendón flexor común. El haz cubital, se origina del margen medial del olecranon, y en el borde posterior de la ulna y, por medio de una aponeurosis, de las dos terceras partes superiores del borde dorsal (posterior) de la ulna.	Flexores (bíceps braquial, braquial y coracobraquial), extensor (tríceps braquial)	Deltoides, redondo mayor, supraespinoso, infraespinoso, subescapular y redondo mayor.
Articulación específica	Antebraquiocarpiana, mediocarpiana, carpometacarpiana	húmero-cubital, la radio-cubital proximal, la húmero-radial	Glenohumeral o escápulo torácica, acromioclavicular, esternocostoclavicular Articulaciones biomecánicas (subdeltoide, escapulotorácica)

Los movimientos anatómicos de las extremidades superiores, con referencia a que articulación, grado de libertad, movimientos biomecánicos y como estos ayudan en la recuperación de determinadas lesiones, está clasificado en la Tabla.

Una vez conocido la biodinámica del miembro superior, un exoesqueleto robótico debe ser adaptable a el miembro superior en término de longitudes segmentarias, rango de movimiento, ubicación del centro de rotación y el número de grados de libertad [76]. Al integrar humanos y maquinas robóticas en un mismo sistema se ofrecen múltiples oportunidades para crear nuevas tecnologías asistidas que pueden ser usadas en biomedicina, la industria y aplicaciones aeroespaciales. Una de las limitantes del humano es el desgaste muscular, es decir. La pérdida de la fuerza, de igual manera los problemas de osteoporosis, fracturas, atrofia muscular, distrofia, accidentes, etc. Lo cual provoca limitaciones en la fuerza y movimientos naturales.

Tabla XII. Los grados de libertad que posee la extremidad superior, su descripción, y apoyo a terapia.

Articulación compuesta	GDL	Articulación	movimiento	Lesión	Terapia	Ejercicio
Carpó	2	Antebraquio-carpiana	Flexión/ extensión	Tunel carpal ➤ Movimiento repetitivo mano y muñeca.	❖ Reposo ❖ Crioterapia ❖ Calor ❖ Microcorrientes ❖ Láseres ❖ Masajes ❖ <i>Ejercicios de estiramientos</i>	• Flexoextensión de muñeca • Pronosupinación • Extensión • Extensión máxima • Movilidad lateral • Potenciación
		Medio-carpiana		➤ Fractura, artritis		
		Carpó-metacarpiana	Desviación radial/ulnar	➤ Cambios esqueléticos ➤ Tumores ➤ infecciones		

Codo y antebrazo	2	húmero-cubital	Flexión/ extensión	<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Epicondilitis</li> <li>➤ Epitrocleitis</li> <li>➤ Fractura de la cabeza del radio, olecranon, del codo, supracondíleas de codo</li> <li>➤ Lesiones de los ligamentos colaterales del codo, tríceps, del codo</li> <li>➤ Rotura del bíceps</li> <li>➤ Tendinitis del bíceps</li> <li>➤ Triada terrible del codo</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>❖ <i>Movilizaciones activas y pasivas</i></li> <li>❖ Fármacos</li> <li>❖ Cirugía</li> <li>❖ <i>El estiramiento y los ejercicios de fortalecimiento se deben aplicar hasta que se note mejoría en el estado articular y el dolor.</i></li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Flexoextensión</li> <li>• Pronosupinación</li> <li>• Flexoextensión</li> <li>• Estiramiento extensores</li> <li>• Estiramiento de flexores</li> <li>• Fuerza</li> </ul>
		la húmero-radial				
		radio-cubital proximal	Pronación/ supinación			
Hombro	4	Glenohumera l o escapulo-humeral	Flexión/ extensión	<ul style="list-style-type: none"> <li>➤ Cervicobraquial-gias</li> <li>➤ Hombro congelado o Capsulitis adhesiva</li> <li>➤ Tendinosis del bíceps</li> <li>➤ Bursitis subacromial</li> <li>➤ Desgarro del tendón del bíceps</li> <li>➤ Ruptura del manguito rotador</li> </ul>		<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pendulares</li> <li>• Elevación</li> <li>• Estiramientos posteriores</li> <li>• Elevación</li> <li>• Mariposa</li> <li>• Abducción</li> <li>• Estiramientos internos</li> <li>• Rotación interna</li> <li>• Rotación externa</li> </ul>
		Acromio-clavicular	Aducción/ abducción			
		Esternocosto-clavicular	Rotación interna/ externa			
		<i>subdeltoide</i> <sup>22</sup>	Circun-ducción <sup>1</sup>			
<i>Escapulo-torácica</i> <sup>9</sup>						

<sup>22</sup> Articulación definidos en biomecánica, no en fisiología

**Anexo III. Ejemplo de D-H.**

*Ejemplo 1.* De acuerdo al caso de estudio, considere el exoR de 3 grados de libertad, el cual está representado por un diagrama de cuerpo libre (ver Figura 3.6), el cual está compuesto por dos eslabones, y en la articulación compuesta por el origen  $O_0$  y  $a_1$  es compuesta, que se mueve en dirección de  $X$  y  $Z$ . Los eslabones son  $a_1$  y  $a_2$ , los ángulos son  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$  y  $\theta_1$ . De acuerdo a la cinemática directa, encuentre los parámetros de Denavit-Hartenberg.

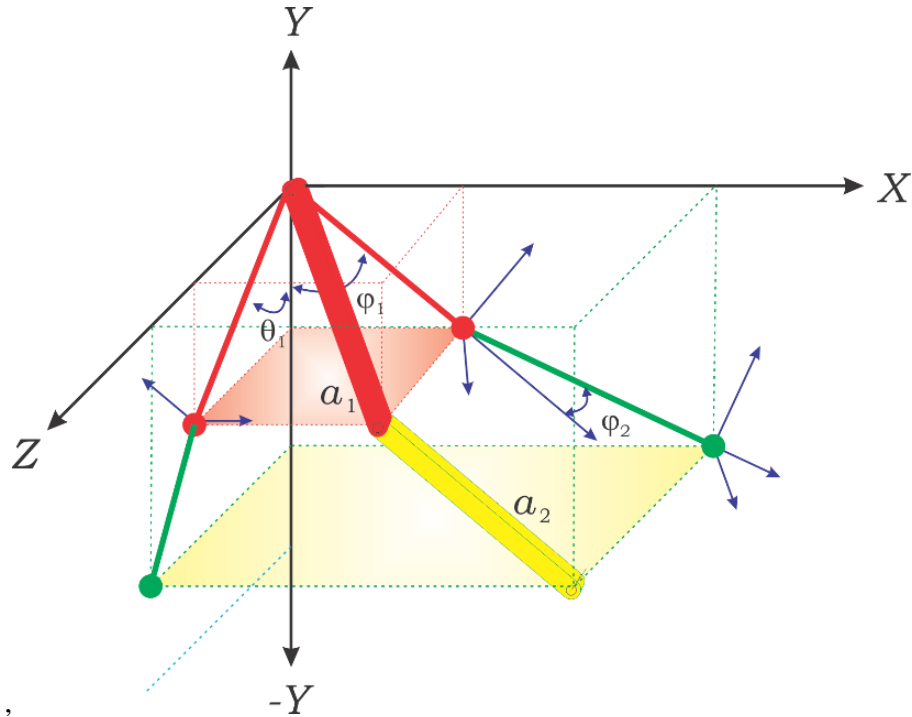


Figura 3.10. Diagrama de cuerpo libre, del exoesqueleto de 3 grados de libertad.

Tabla XIII. Parámetros D-H del ejemplo 1 del caso de estudio.

Articulación	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$	$q_i$
1	$q_1^*$	0	$a_1$	$0^\circ$	$\varphi_1^*$
2	$q_2^*$	0	$a_1$	$0^\circ$	$\theta_1^*$
3	$q_3^*$	0	$a_2 + a_3$	$0^\circ$	$\varphi_2^*$

#### **Anexo IV. Sistema de medición por Kinovea<sup>®</sup>.**

Marcas: se utilizaron diversas marcas colocadas a lo largo de la extremidad, para verificar los rangos de medición. Cada marca va a permitir que se sitúen marcas adicionales del software para hacer el seguimiento de la trayectoria.

Fotografías y videos: La lectura de los archivos de video con formato 1280x720 @ 29.97 fps y las fotografías 4608x3456 @ 25.00 fps, se logra mediante el protocolo de Kinovea, el cual se debe de configurar adecuadamente, esta configuración depende de una referencia que se tenga en cualquiera de los dos formatos, sin esa referencia las mediciones serán erróneas; también se debe configurar en las unidades adecuadas. Cada movimiento fue grabado en el plano frontal y sagital, con una frecuencia en los movimientos de  $F = 0.333 \text{ Hz}$  y una frecuencia angular de  $\omega = 2.09 \text{ rad/s}$ .

PC para procesamiento de datos: Se utiliza un equipo que soporte el procesamiento de video y control de flujo de los datos que genera Kinovea<sup>®</sup>, con instrumentación virtual para procesar y visualizar la información generada por los videos. Esta aplicación controla los periodos de muestreo de los videos debido al control de la velocidad, se pueden lograr varios cientos de muestras dependiendo de la resolución del video y de la frecuencia de los movimientos cuando se está grabando. Resulta difícil repetir y reproducir cada movimiento con el tiempo exacto.

Validación del software Kinovea<sup>®</sup> utilizando la articulación del carpo.

Para reportar un patrón de los movimientos de la extremidad superior, se debe de hacer para movimientos que están concadenados con otras partes del cuerpo: como es la marcha, sentarse y en diversos movimientos en el plano sagital y frontal, en donde el patrón de cada ciclo depende mucho de la frecuencia en que se realiza cada desplazamiento. Ya que para llevar la mano de un punto a otro la frecuencia con la que se realice dicho movimiento, va a presentar diversos cambios de la señal en las fronteras.

La muestra de los datos introducidos al video se puede visualizar por paquetes de datos generados y, almacenados por la aplicación, para seleccionar, configurar y obtener muestras (lectura de registro) existe una herramienta que va a proporcionar los resultados gráficamente y será posible descargar los datos en archivo xls. Algunas de las mediciones que se pueden realizar son posición, velocidad angular, aceleración angular, velocidad, aceleración etc., y se pueden analizar los datos para observar cuales son las trayectorias generadas en cada coordenada (ver Figura AIV.1), los resultados son dados en valores absolutos.

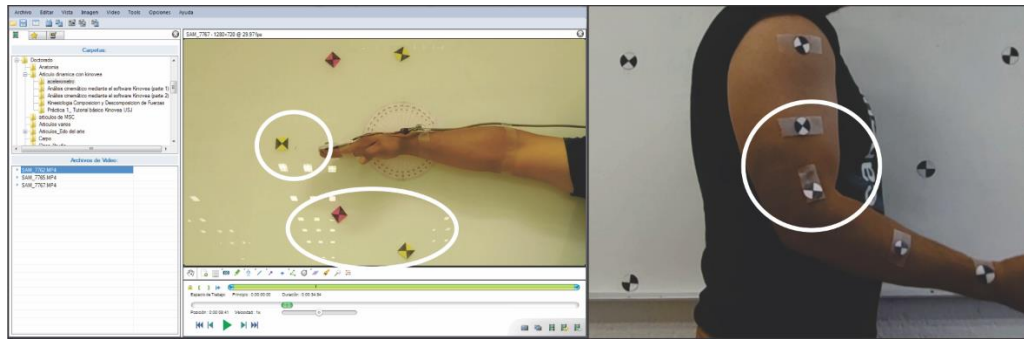
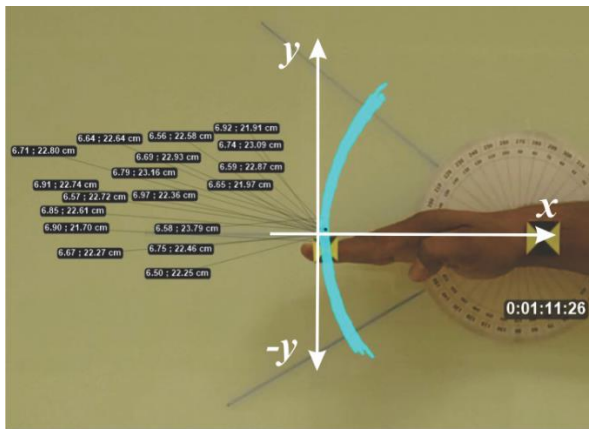
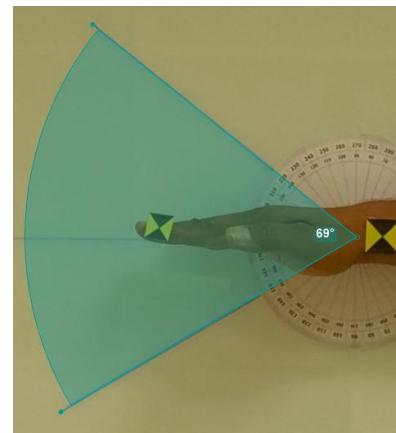


Figura AIV.1. Forma de implementación del sistema con el sujeto de prueba para la obtención de datos.

En las figuras Figura AIV.2, a y b se tienen resultados de las trayectorias del carpo, en flexión-extensión, los cuales fueron obtenidos por diversos medios como son: Kinovea 0.8.23, acelerómetro ADXL335 GY61, y Matlab. Aquí se puede observar que las trayectorias son similares, pero las amplitudes son diferentes, ya que los datos obtenidos por video, son relacionados a distancias métricas y los obtenidos por el acelerómetro son con relación a voltajes, ambos nos dan la posición, solo falta interpretar el valor voltaico a un valor métrico.



a) Trayectoria de flexión-extensión del carpo



b) Amplitud del ángulo de la flexión-extensión del carpo, predeterminado

Figura AIV.2. Análisis del video del carpo y muestreo de los datos hechos en Kinovea.

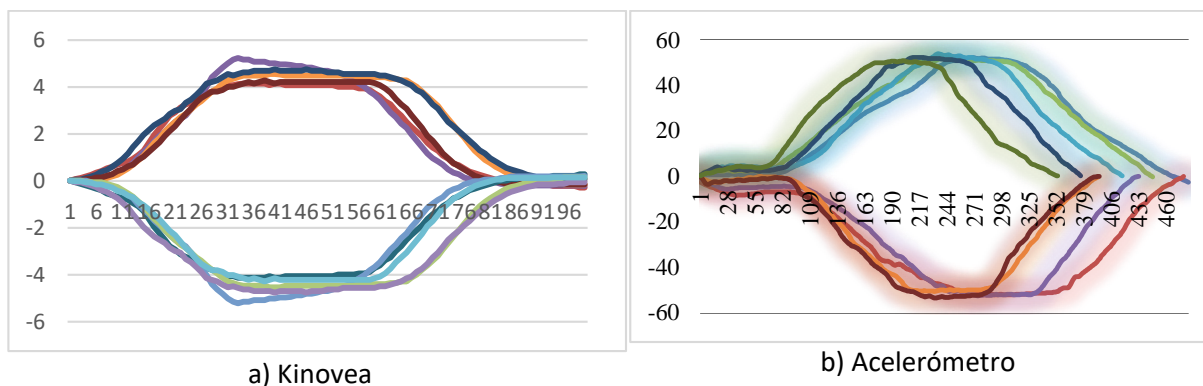


Figura AIV.3. Trayectorias de la flexión extensión del carpo en el eje y, analizado por: a) Kinovea, b) acelerómetro. Son los datos sin interpretación, solo definiendo la dirección.

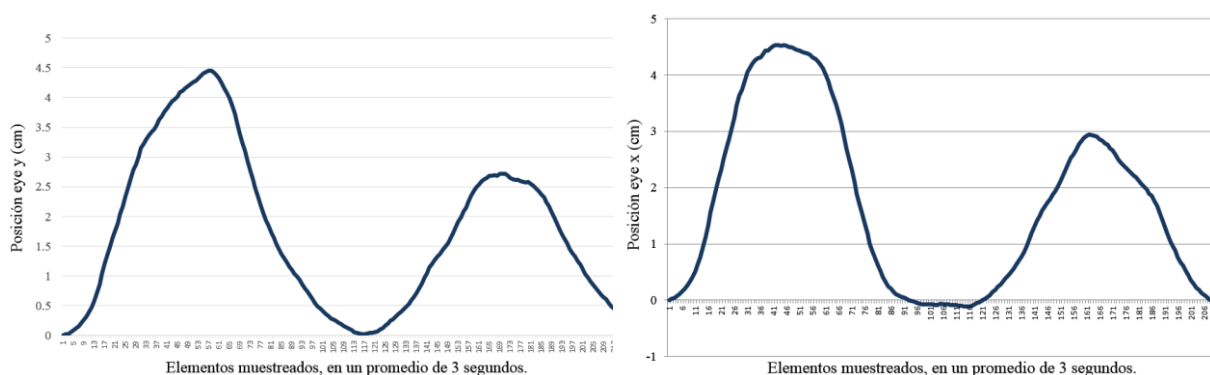


Figura AIV.4. Promedio de las trayectorias de la posición de la flexión-extensión del carpo, analizados por Kinovea, vistos desde el plano frontal y sagital.

Se debe saber la forma de cómo se implementa el sistema de obtención de datos con un sujeto de prueba y se puede visualizar la colocación de las marcas para la obtención de los puntos fijos para las pruebas en el software (ver Figura AIV.3).

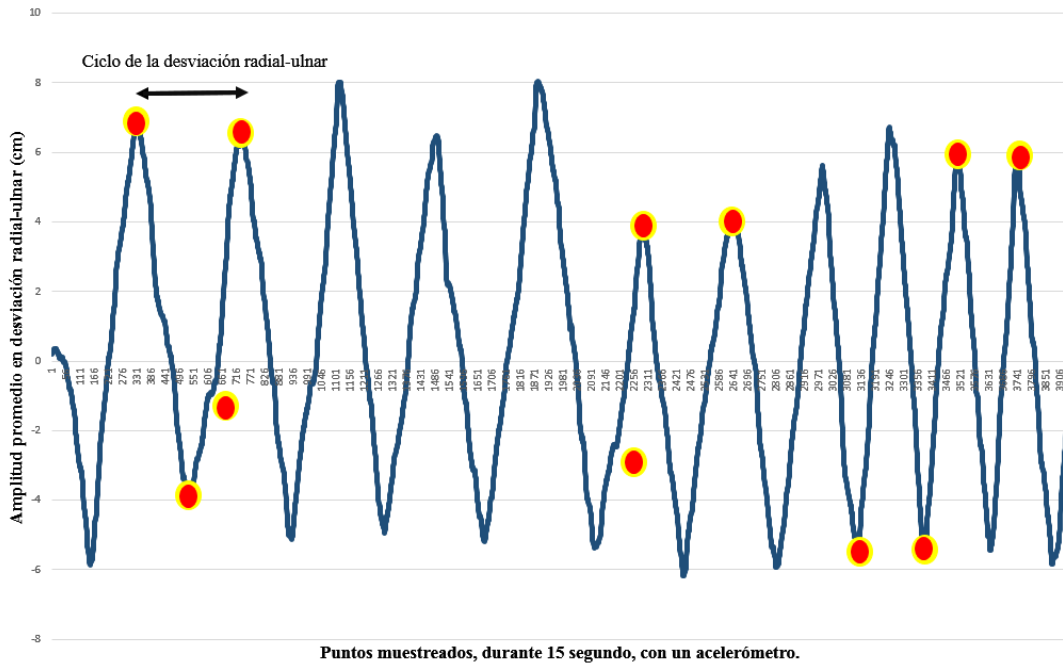
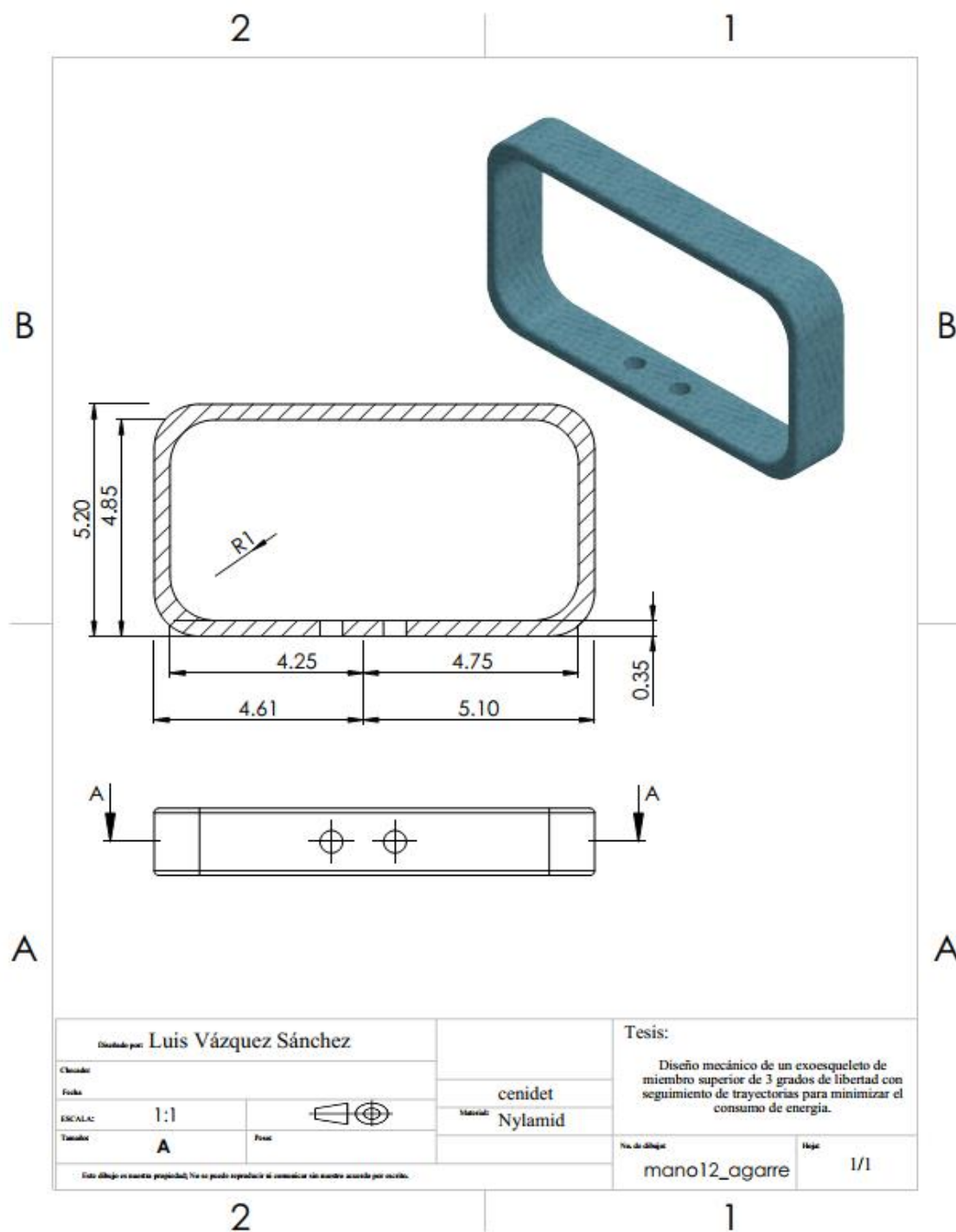


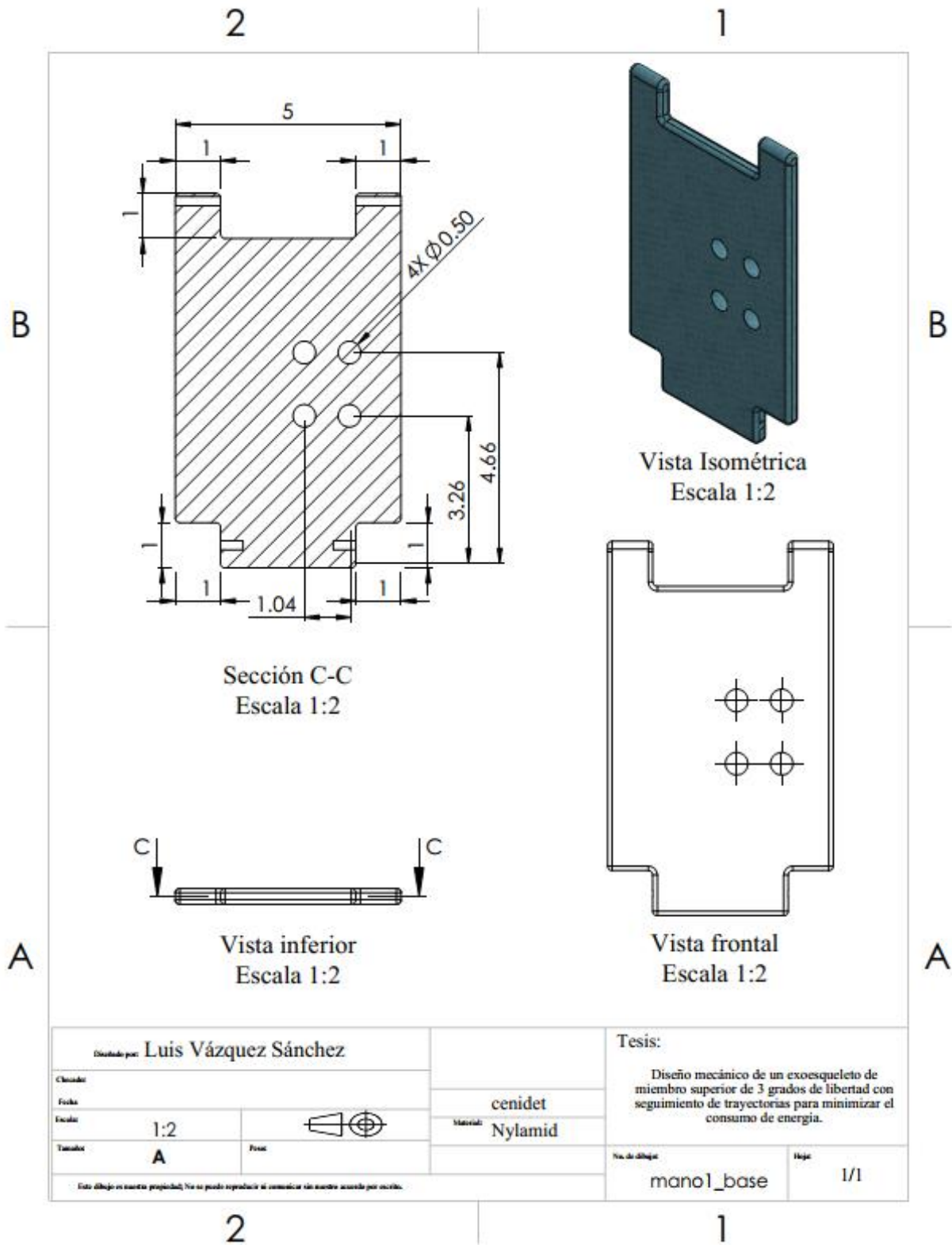
Figura AIV.5. Ángulos de la flexión-extensión del carpo, analizados por Kinovea.

De acuerdo al análisis realizado en Kinovea (ver Figura AIV.5), se determina la posición de las falanges distales de acuerdo a la amplitud del ángulo con respecto a la articulación carpiana. aunque en esta perspectiva se muestra la trayectoria que realiza la falange tomando como origen el punto de referencia con la marca en la falange carpiana del dedo índice, en cuanto a la amplitud angular de la flexión-extensión, el origen si es en la articulación del carpo, colocándolo lo más cercano a el centro de masa de la articulación, esto es muy difícil de hacer, ya que se requiere instrumentación de mayor precisión y también depende mucho de la actividad de la persona, por eso es que solo se hace una aproximación. El ángulo es predeterminado, para poder controlar el movimiento y encontrar la función que va a permitir generar la trayectoria deseada, dicha trayectoria será utilizada para controlar los movimientos deseados de manera suave.

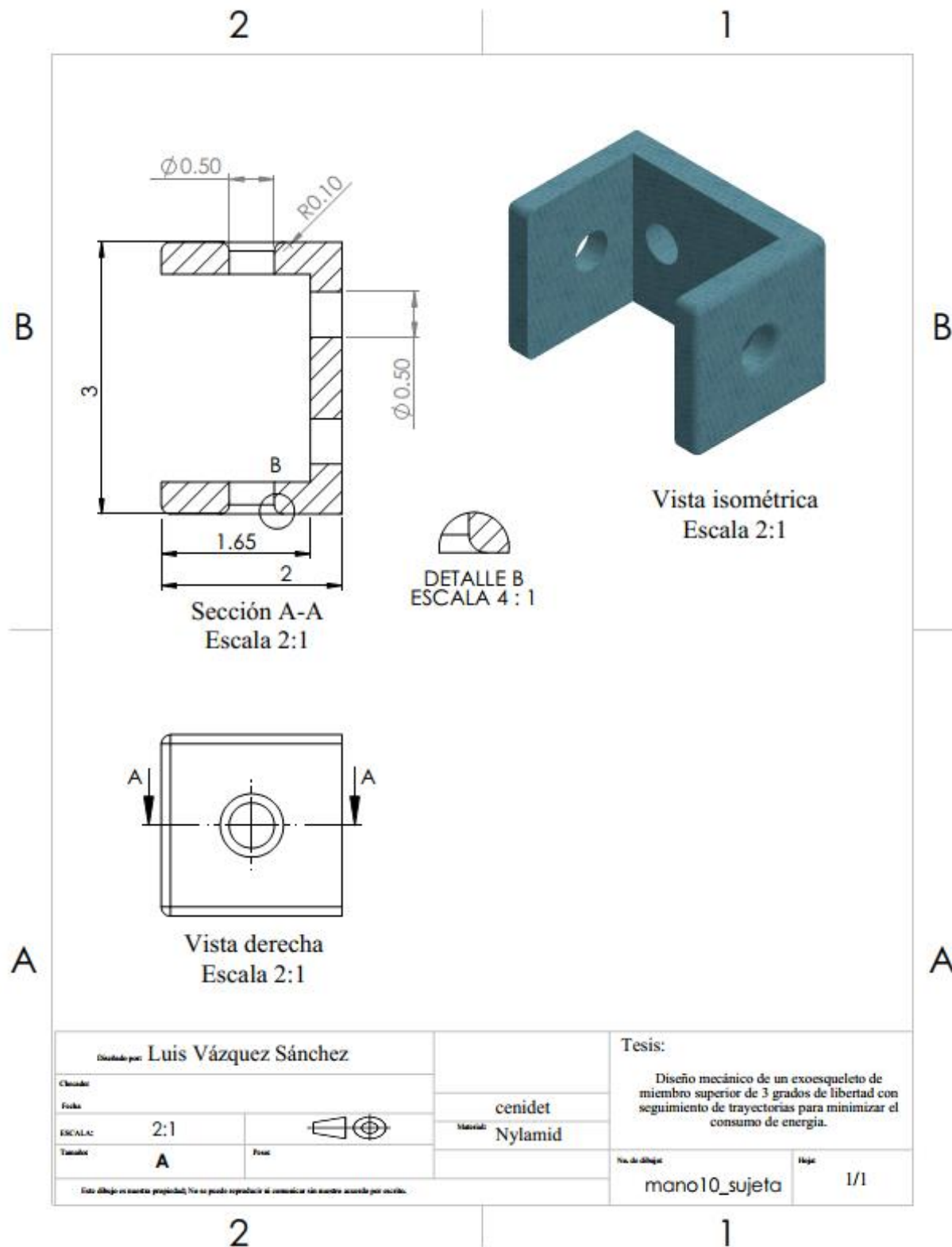
Anexo V. Planos de diseño de exoesqueleto

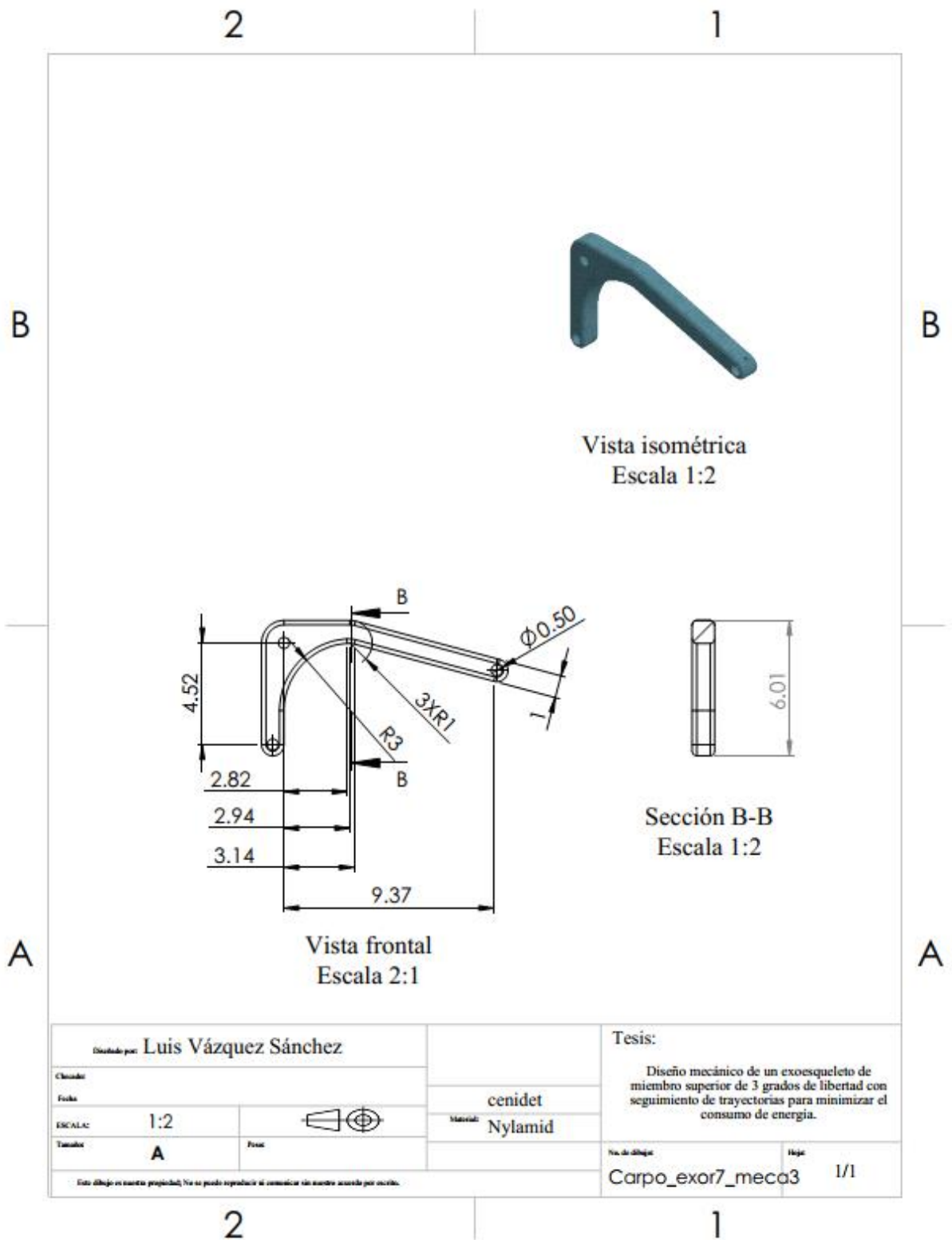


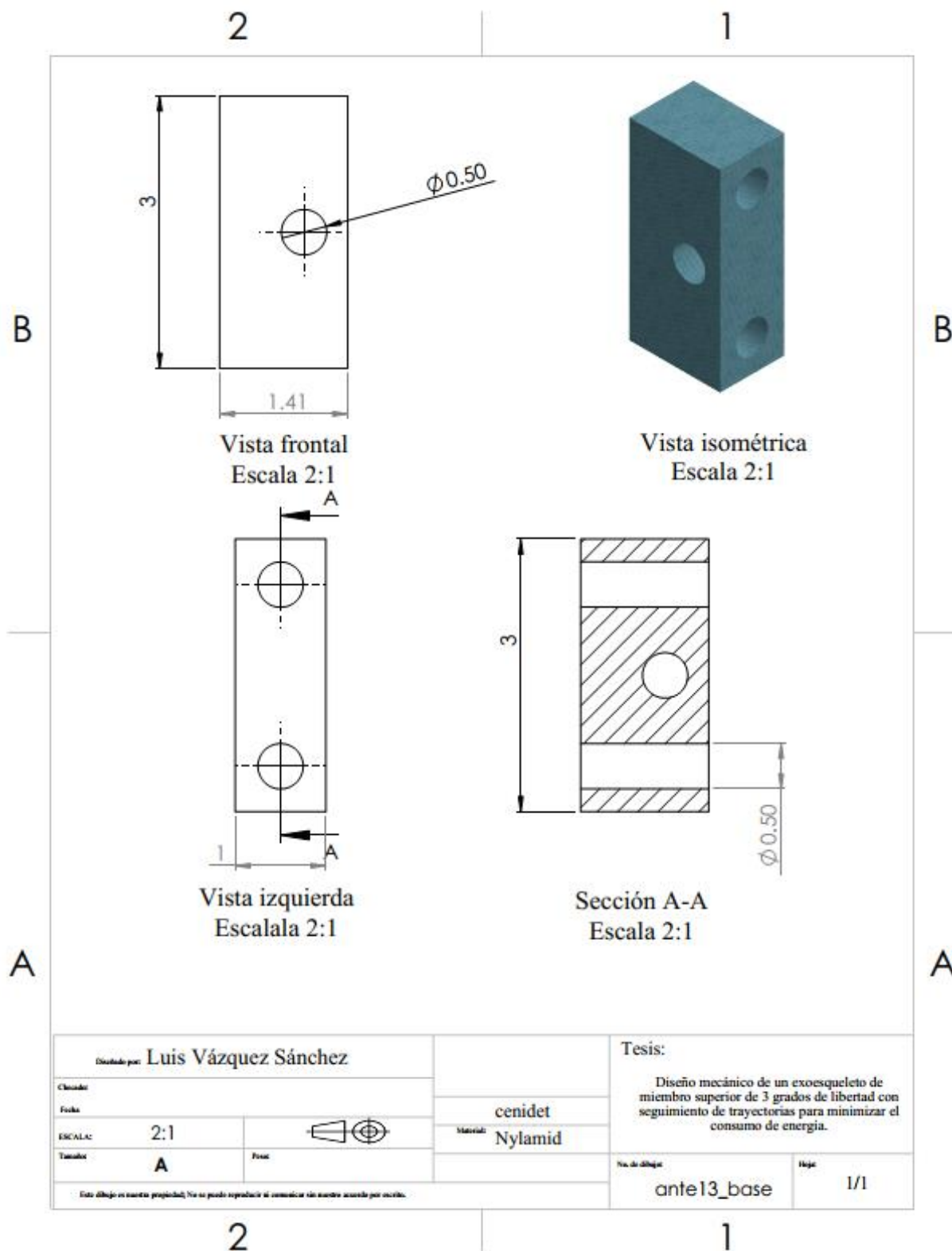


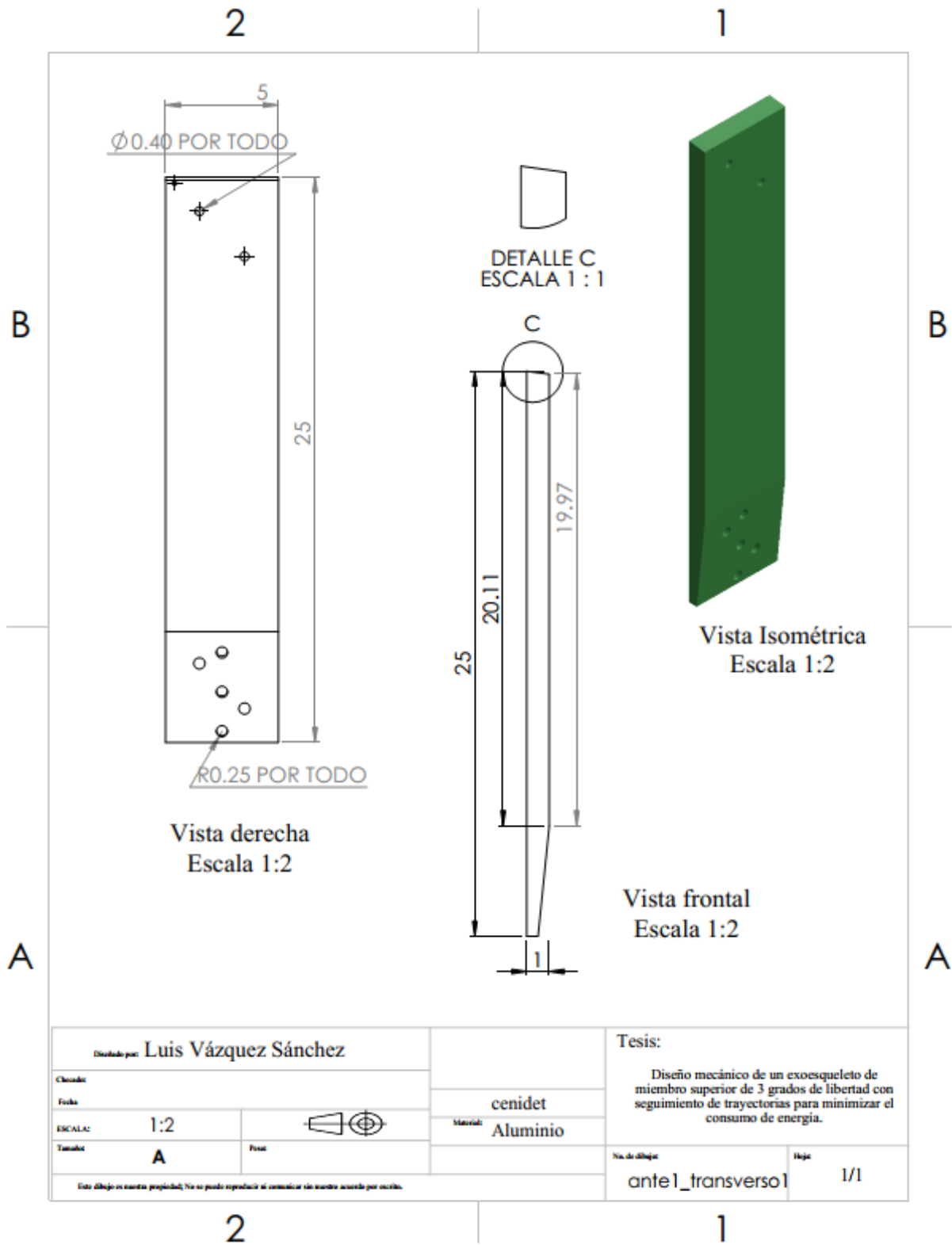


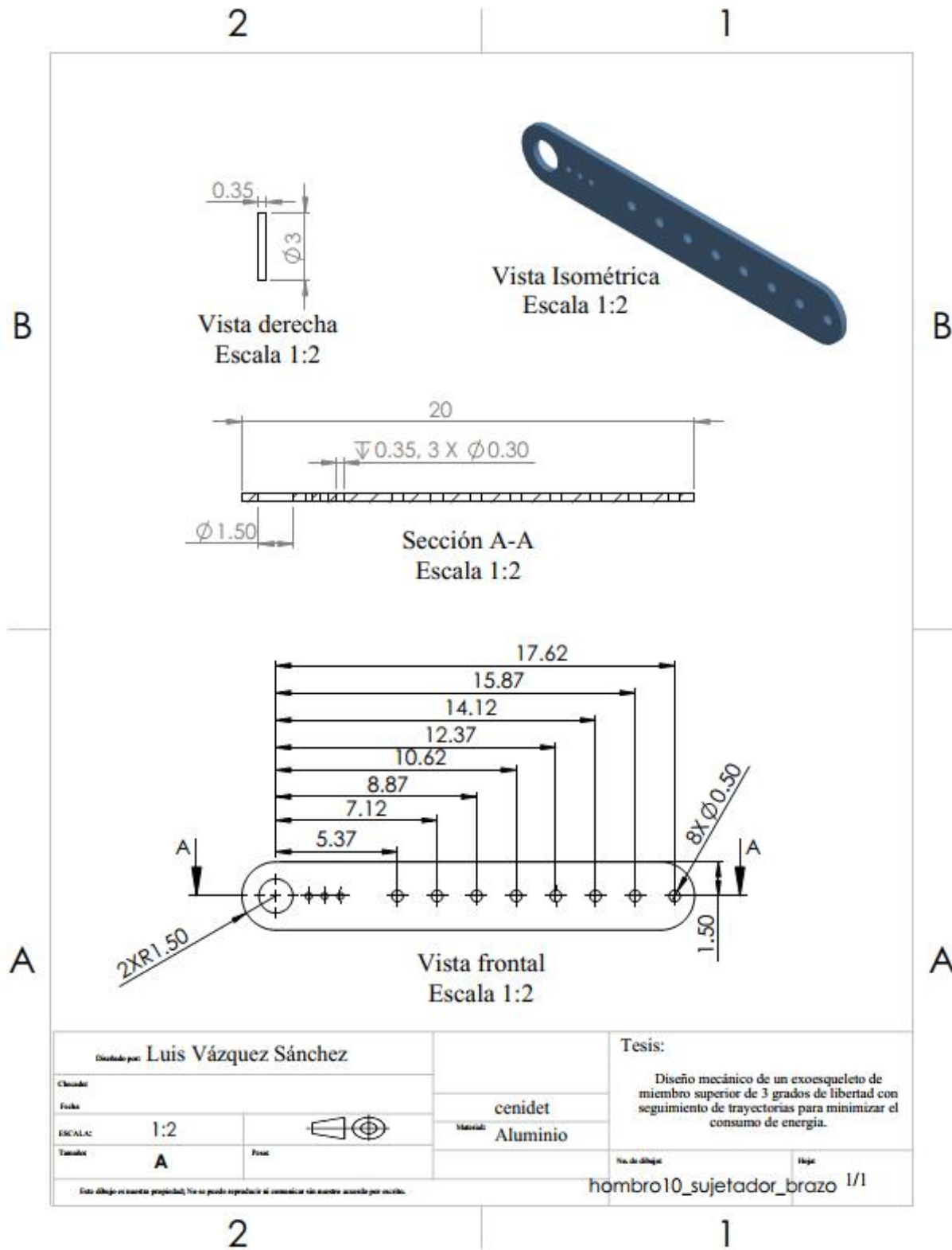
Diseñado por: <b>Luis Vázquez Sánchez</b>		Tesis:	
Creador:		Diseño mecánico de un exoesqueleto de miembro superior de 3 grados de libertad con seguimiento de trayectorias para minimizar el consumo de energía.	
Fecha:			
Escala:	1:2	Material:	Nylamid
Tamaño:	A	No. de dibujo:	mano1_base
Este dibujo es nuestra propiedad. No se puede reproducir ni comunicar sin nuestro acuerdo por escrito.		Hoja:	1/1

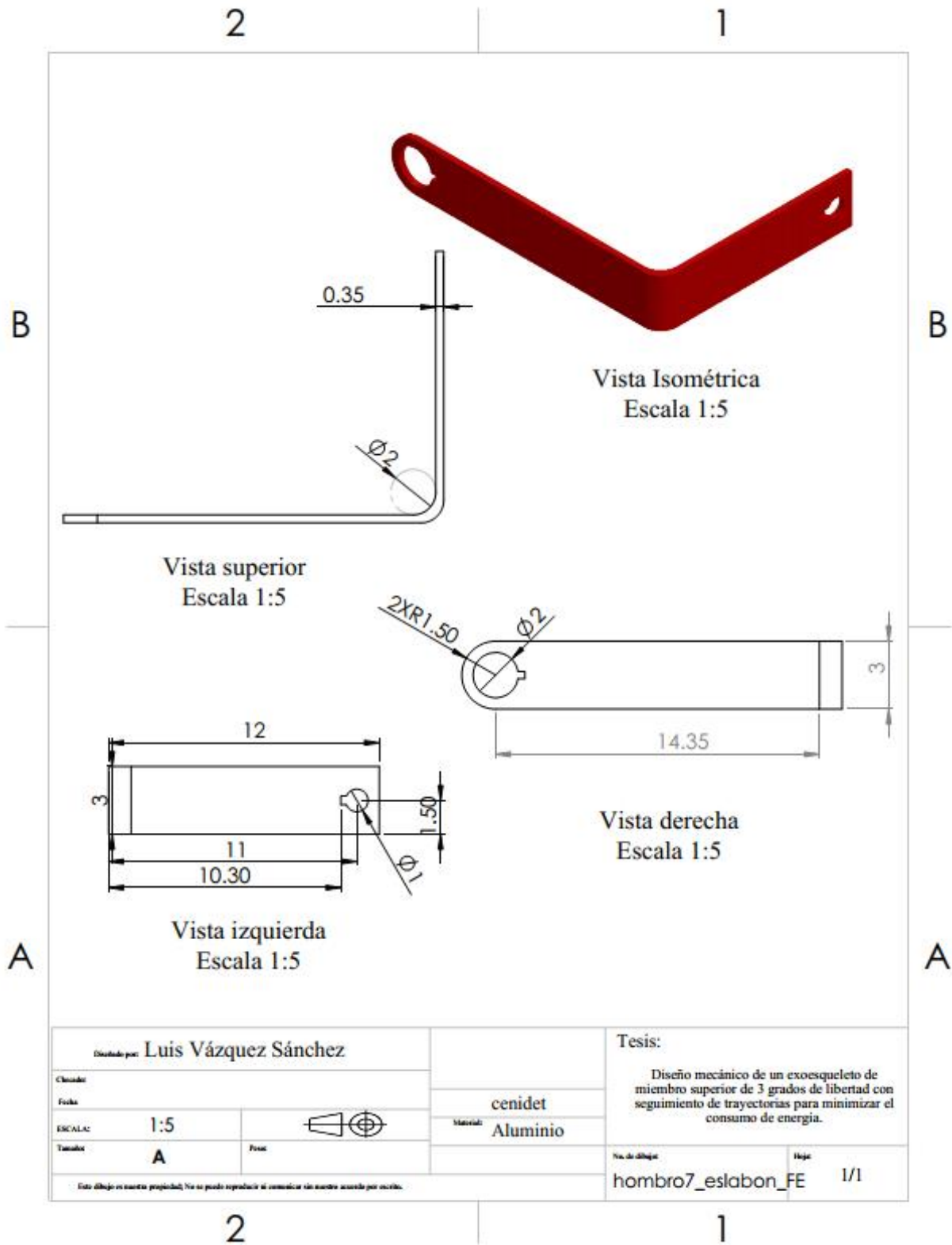


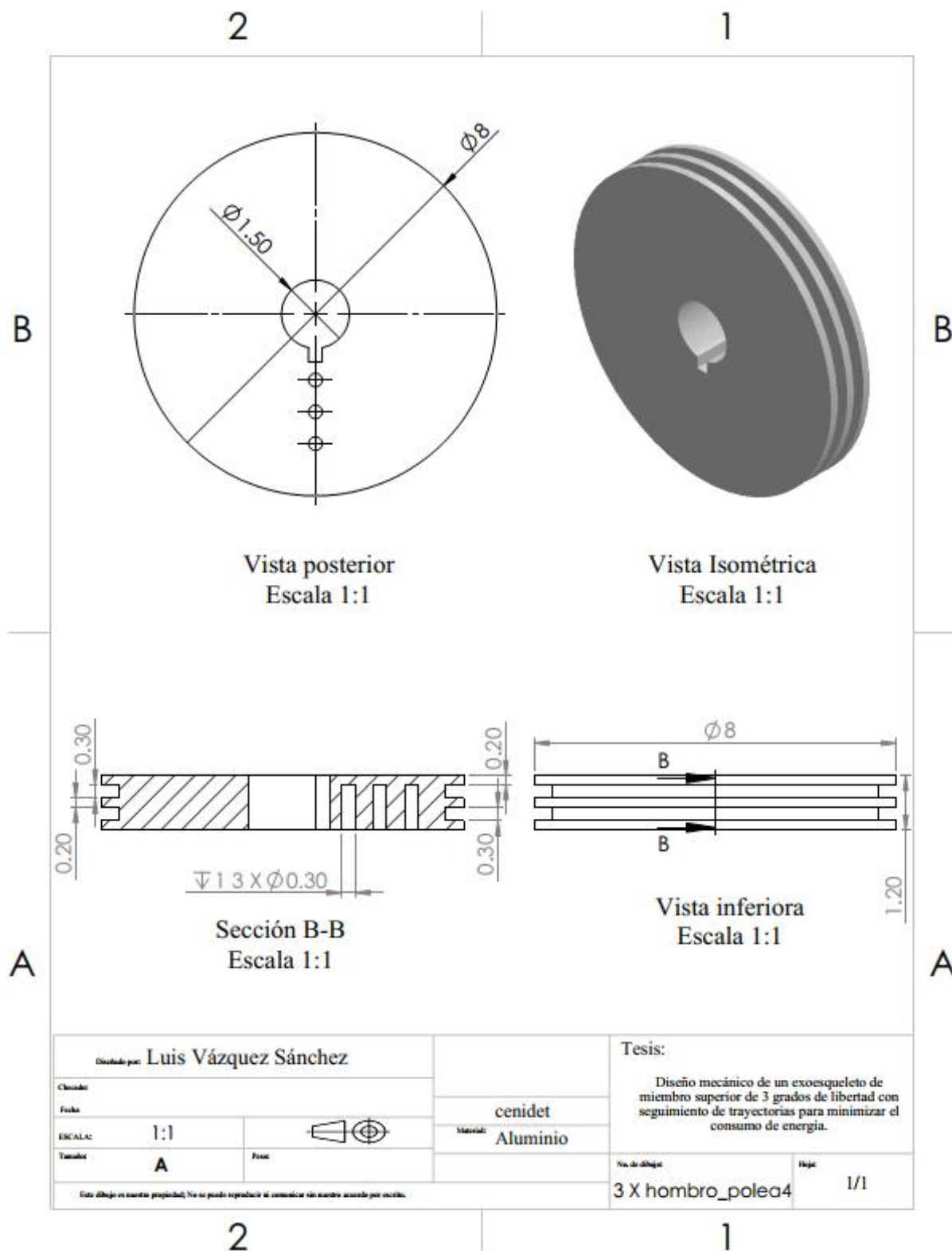




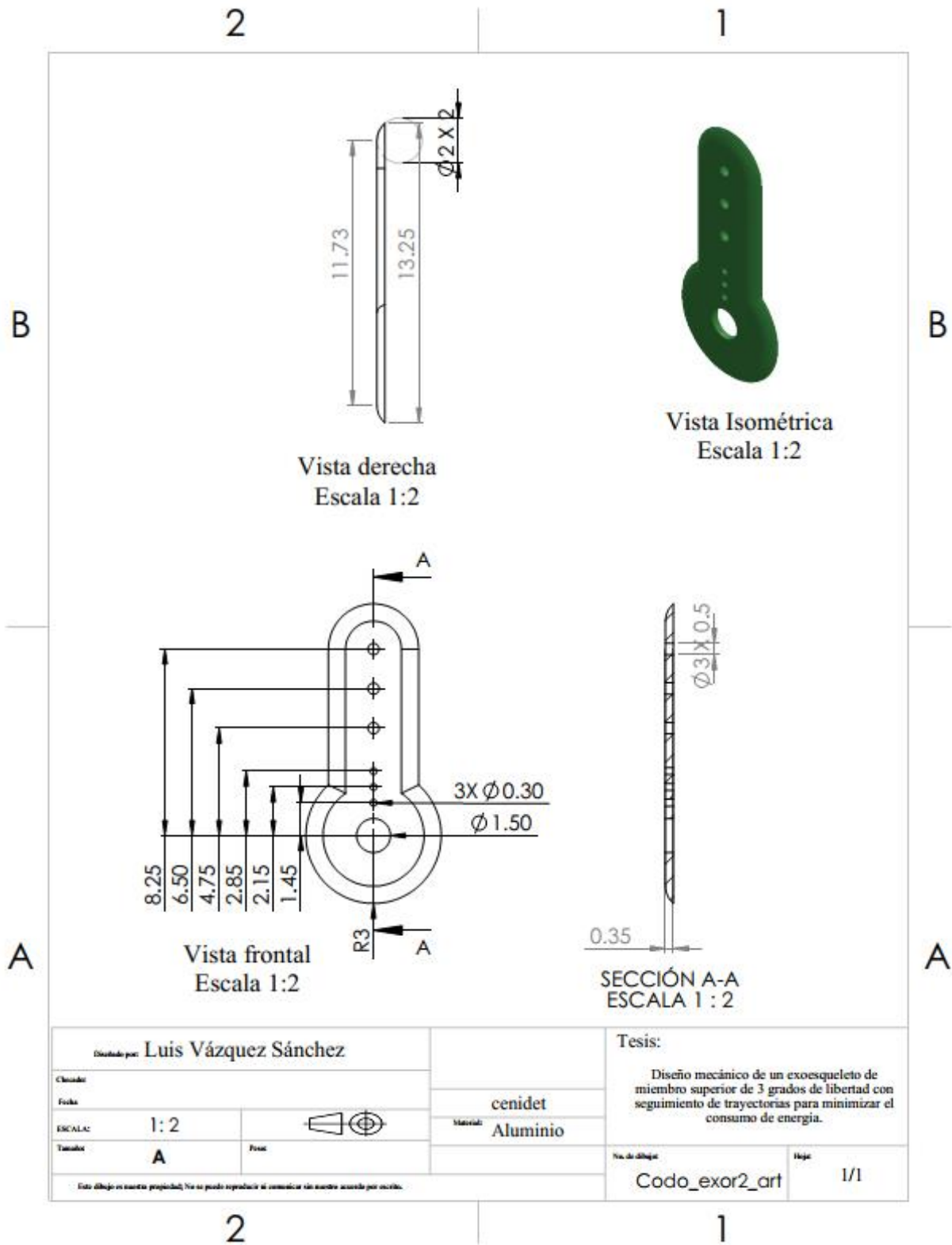


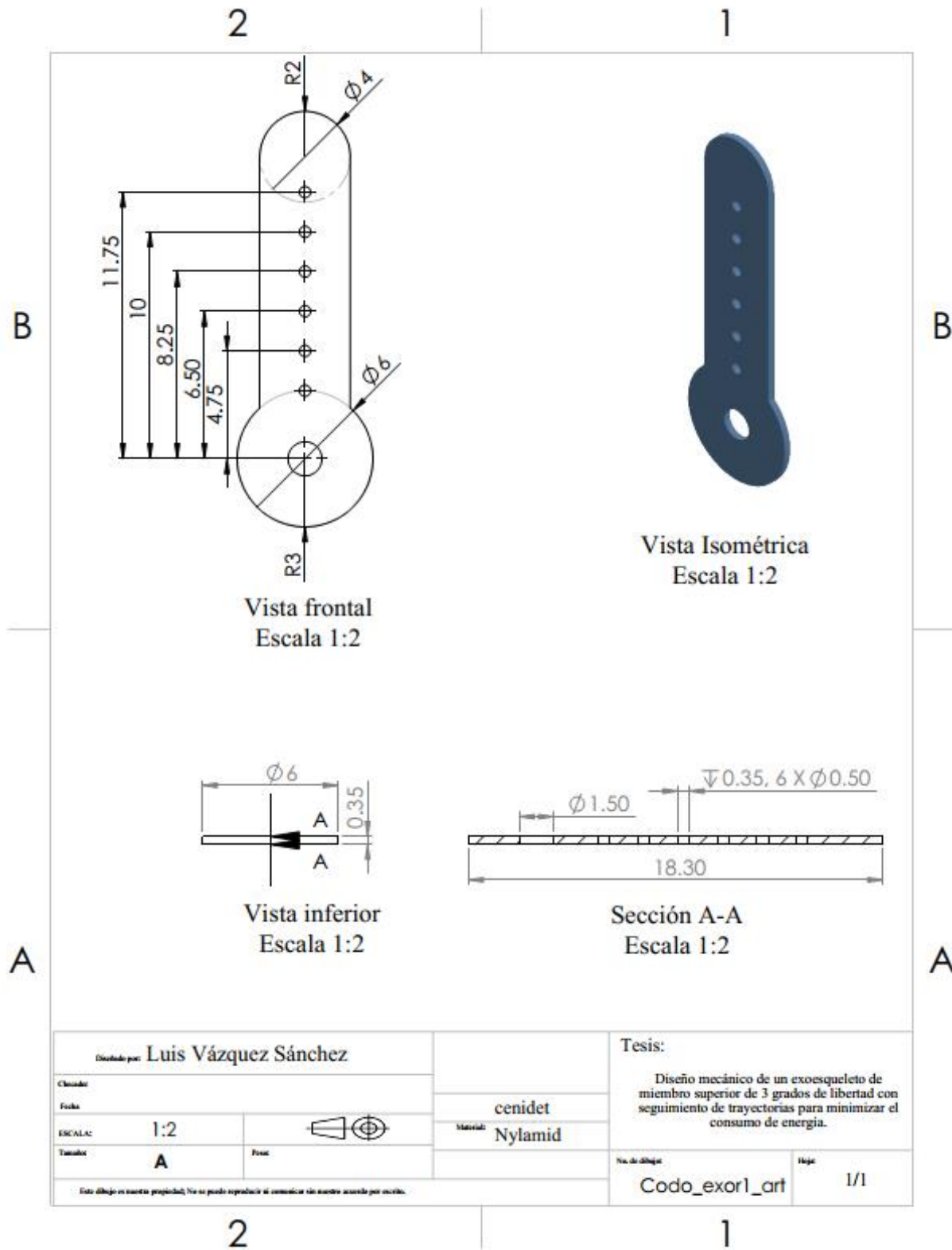


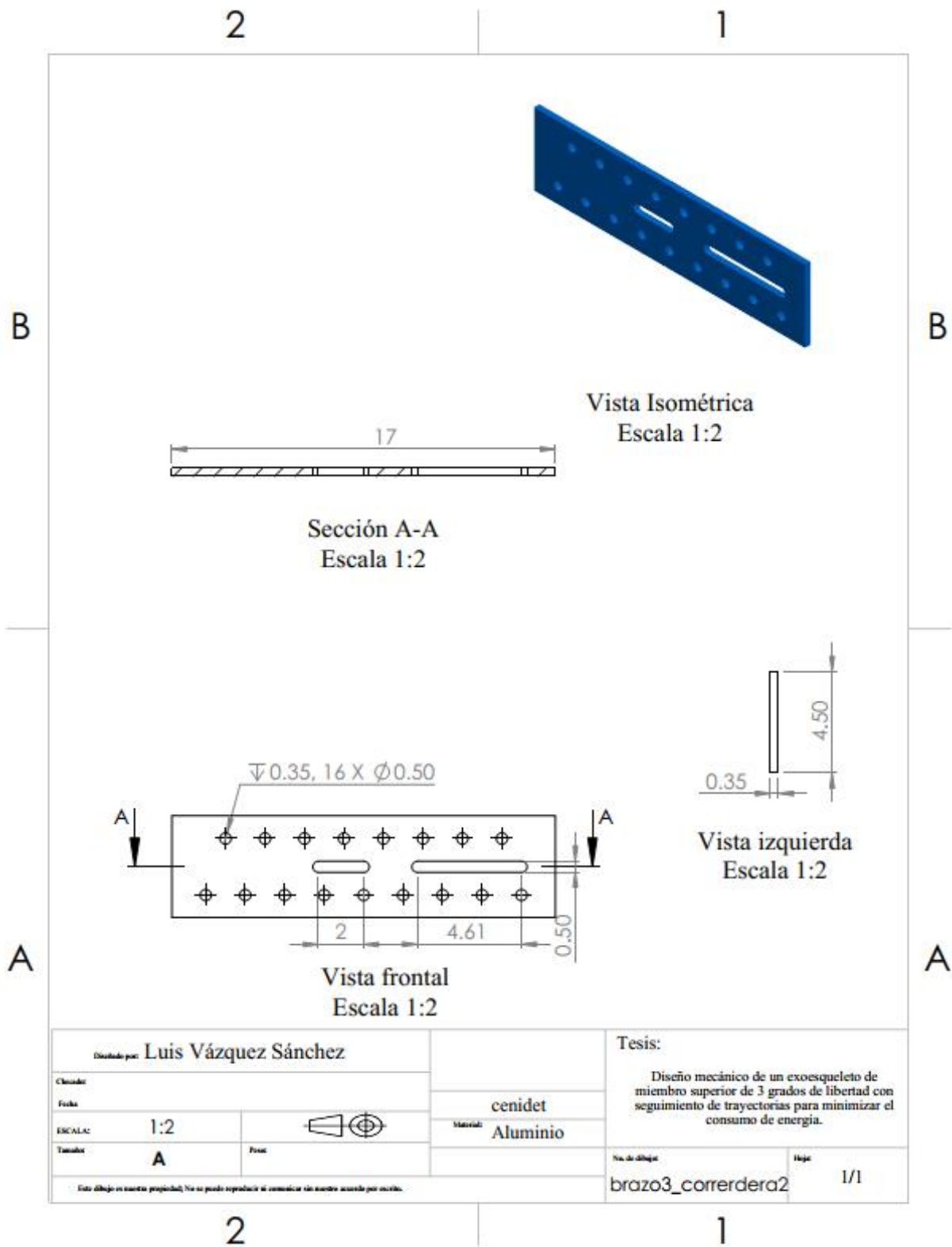


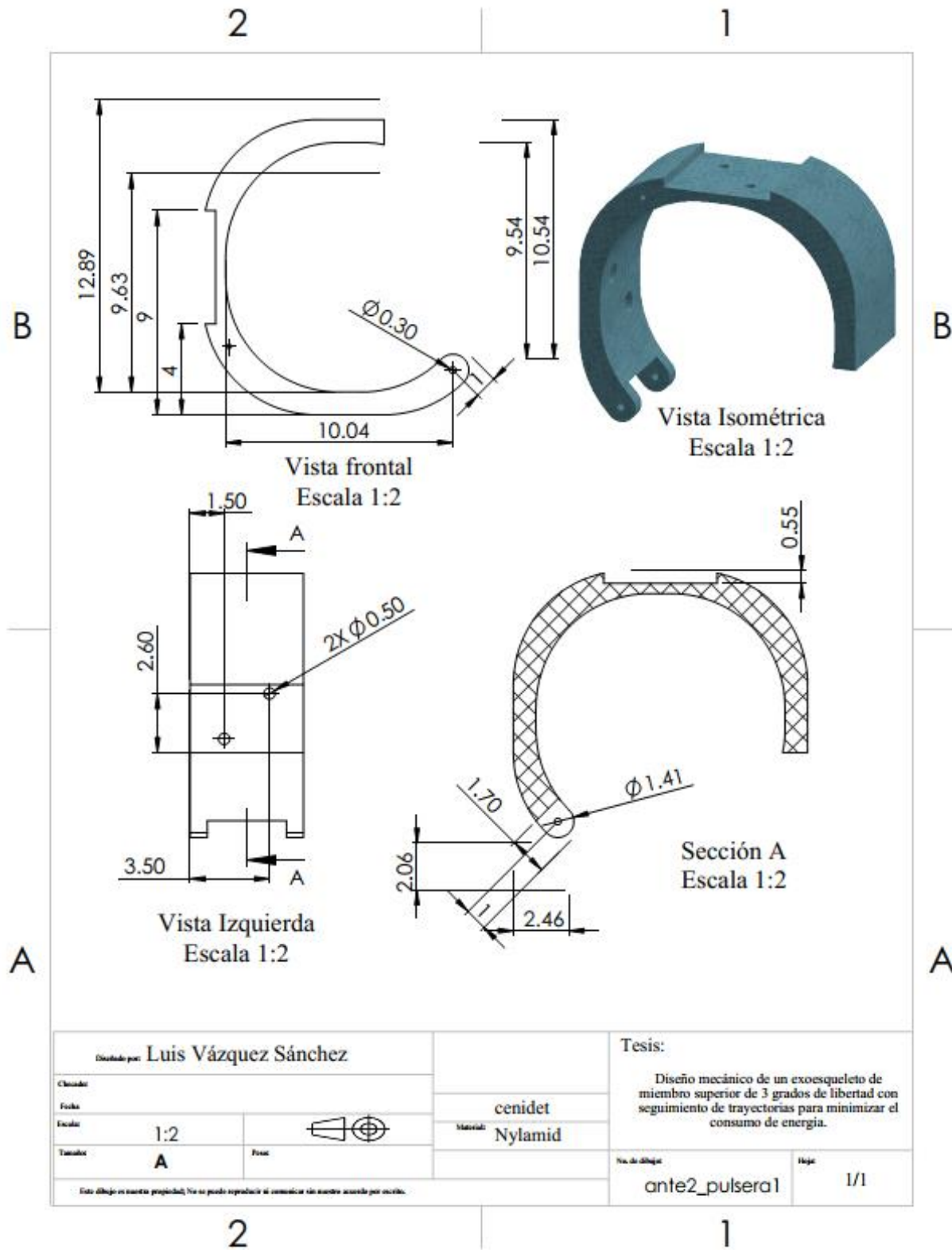




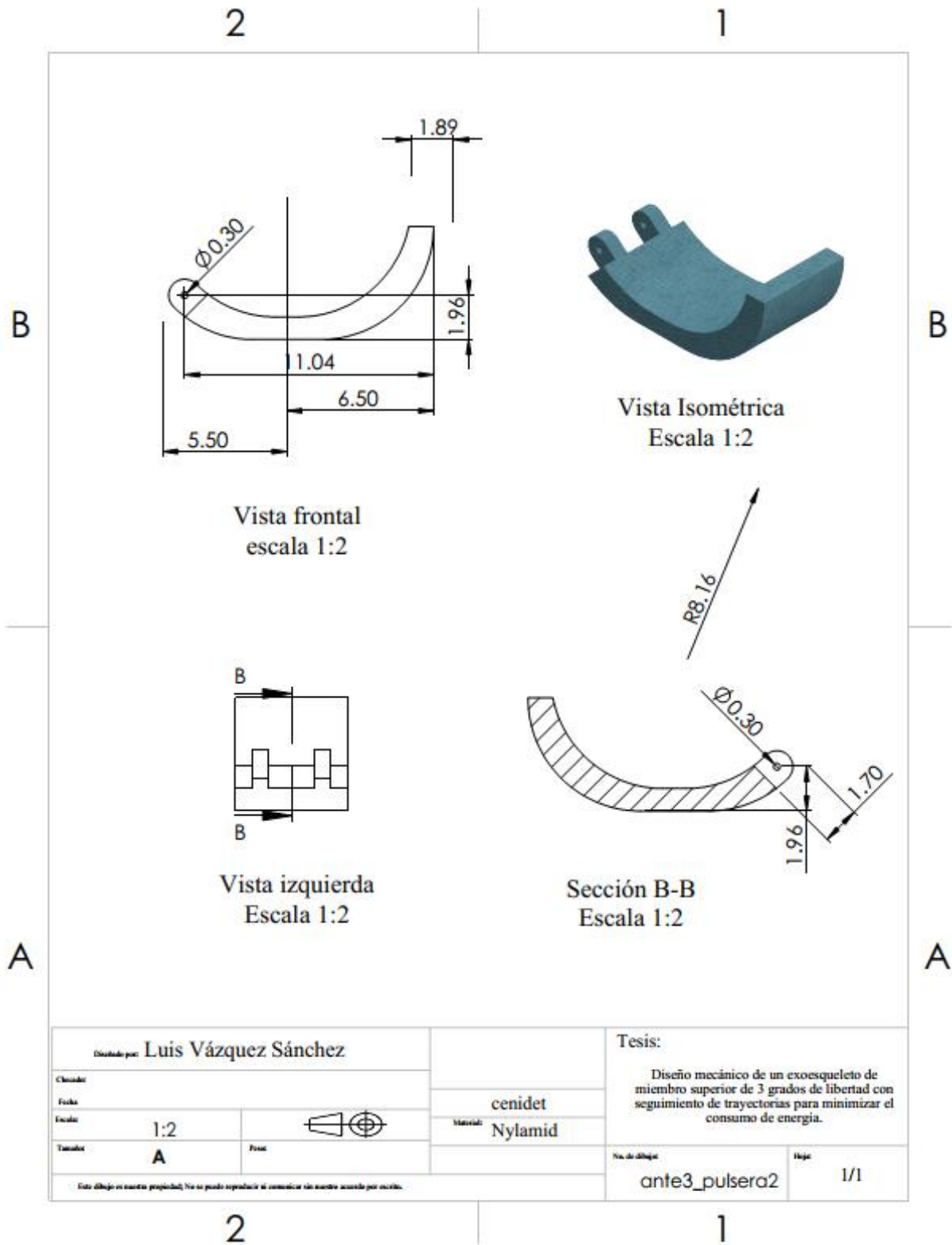




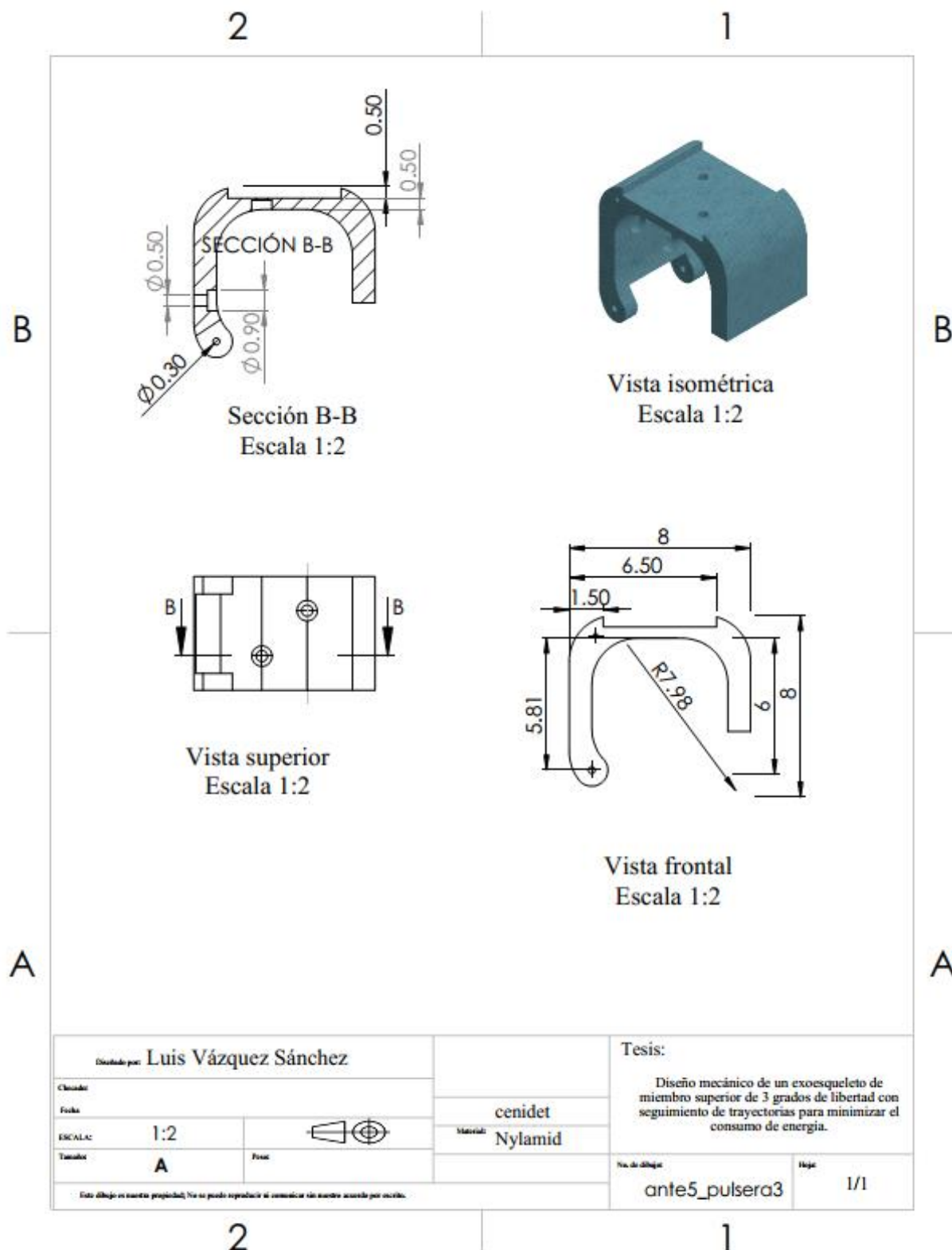




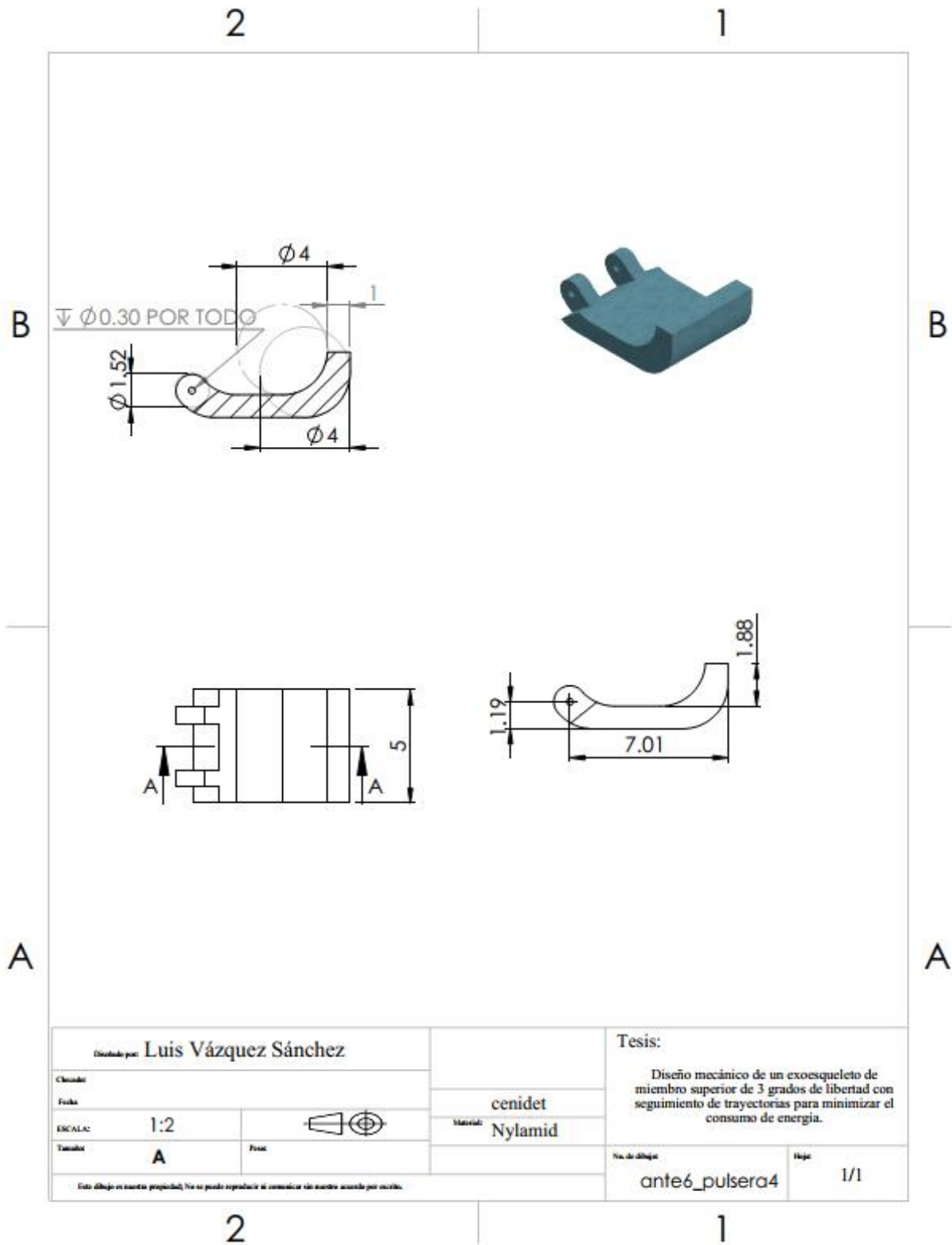
Diseñado por: <b>Luis Vázquez Sánchez</b>		Tesis:	
Clasificador		Diseño mecánico de un exoesqueleto de miembro superior de 3 grados de libertad con seguimiento de trayectorias para minimizar el consumo de energía.	
Fecha			
Escala	1:2	Materia:	Nylamid
Tamaño	A	Nº de dibujo	ante2_pulsera1
Este dibujo es nuestra propiedad. No se puede reproducir ni comunicar sin nuestro acuerdo por escrito.		Hoja	1/1



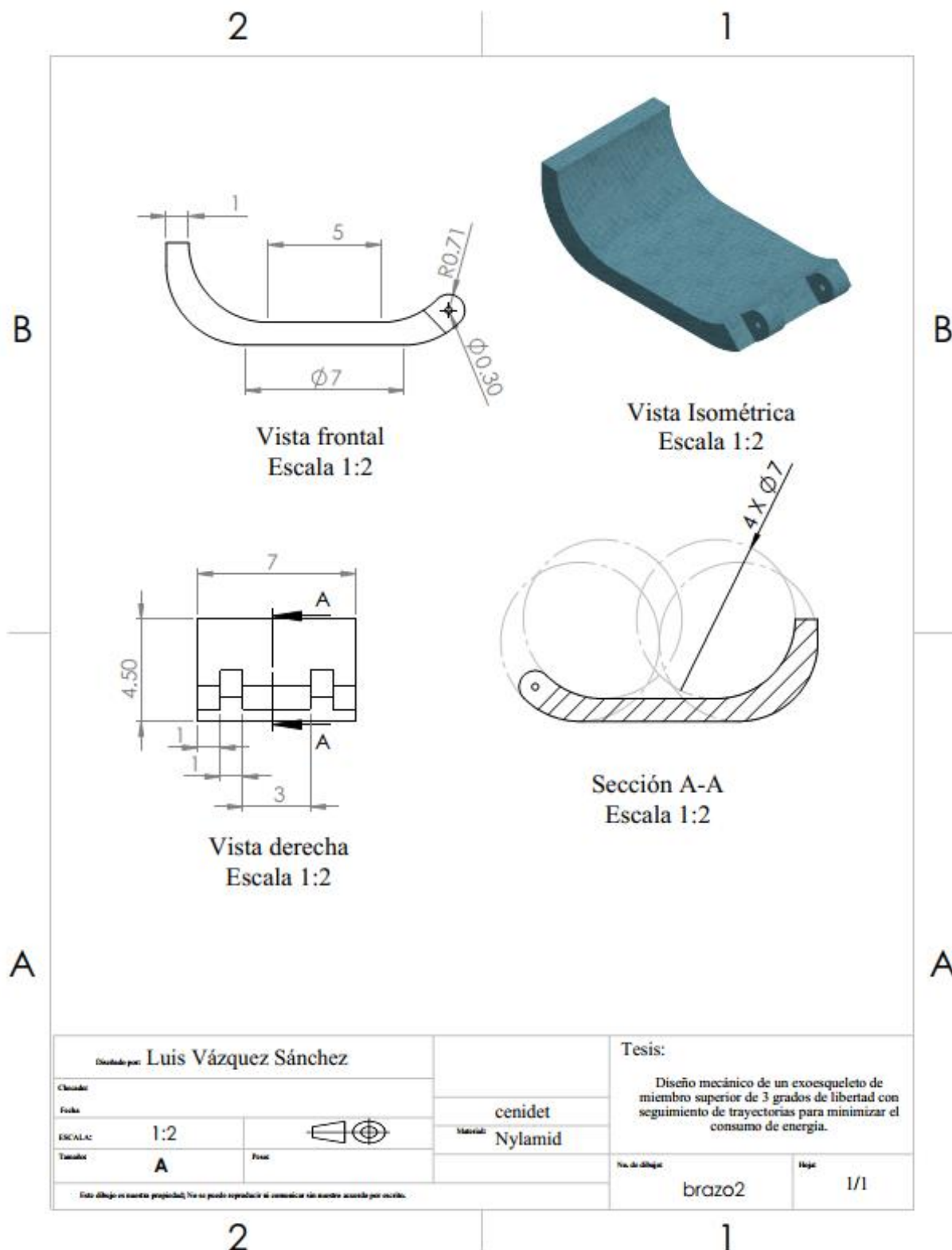
Diseñado por: <b>Luis Vázquez Sánchez</b>		Tesis:	
Creador:		Diseño mecánico de un exoesqueleto de miembro superior de 3 grados de libertad con seguimiento de trayectorias para minimizar el consumo de energía.	
Fecha:			
Escala:	1:2	cenidet	
Tamaño:	A	Materia:	Nylamid
Este dibujo es nuestra propiedad. No se puede reproducir ni comunicar sin nuestro acuerdo por escrito.		Nº. de dibujo:	ante3_pulsera2
		Hoja:	1/1



Diseñado por: <b>Luis Vázquez Sánchez</b>		Tesis:	
Clasificador		Diseño mecánico de un exoesqueleto de miembro superior de 3 grados de libertad con seguimiento de trayectorias para minimizar el consumo de energía.	
Fecha			
ESCALA:	1:2	Material:	Nylamid
Tamaño:	A	No. de dibujo:	ante5_pulsera3
Este dibujo es nuestra propiedad. No se puede reproducir ni comunicar sin nuestro acuerdo por escrito.		Hoja:	1/1



Diseñado por: <b>Luis Vázquez Sánchez</b>		Tesis:	
Creador:		Diseño mecánico de un exoesqueleto de miembro superior de 3 grados de libertad con seguimiento de trayectorias para minimizar el consumo de energía.	
Fecha:			
ESCALA:	1:2	MATERIAL:	Nylamid
Tamaño:	A	Nº. de dibujo:	ante6_pulsera4
Este dibujo es nuestra propiedad. No se puede reproducir ni comunicar sin nuestro acuerdo por escrito.		Hoja:	1/1





El único camino que nos encontramos, para cualquier actividad; es el que nos trazamos con nuestros planes y nuestras acciones.

Luis Vázquez Sánchez