



EDUCACIÓN

SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

Tecnológico Nacional de México

**Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico**

Tesis de Maestría

Sistema de rehabilitación para miembros
superiores con cables flexibles

presentada por

Ing. Milton Uriel Vargas Ortiz

como requisito para la obtención del grado de

**Maestro en Ciencias en Ingeniería
Mecánica**

Director de tesis

Dr. Andrés Blanco Ortega

Codirector de tesis

Dr. Carlos Manuel Lara Barrios

Cuernavaca, Morelos, México. Noviembre de 2023.

Cuernavaca, Mor.,
No. De Oficio:
Asunto:

01/noviembre/2023
SAC/169/2023
Autorización de
impresión de tesis

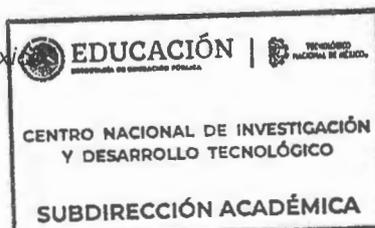
**MILTON URIEL VARGAS ORTIZ
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA
P R E S E N T E**

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado **“Sistema de rehabilitación para miembros superiores con cables flexibles”**, 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®
“Conocimiento y tecnología al servicio de México”



**CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO**

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

CMAZ/lmz



Cuernavaca, Mor., **26/octubre/2023**

OFICIO No. DIM/132/2023
Asunto: Aceptación de documento de tesis
CENIDET-AC-004-M14-OFICIO

DR. CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
PRESENTE

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del C. Milton Uriel Vargas Ortiz con número de control M20CE049, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis de grado titulado **"Sistema de rehabilitación para miembros superiores con cables flexibles"** 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.

DR. ANDRÉS BLANCO ORTEGA
Director de tesis

DR. CARLOS MANUEL LARA BARRIOS
Codirector de tesis

DR. ELADIO MARTÍNEZ RAYÓN
Revisor 1

DR. ARTURO ABÚNDEZ PLIEGO
Revisor 2

DR. JORGE COLÍN OCAMPO
Revisor 3

C.c.p. Depto. Servicios Escolares.
Expediente / Estudiante
Iniciales RCA/mrsr



Dedicatorias

Esta tesis se la dedico a mis papás Gilberto Vargas, Elsa Ortiz, a mis hermanos Julio Vargas, Gilberto Vargas, Erick Vargas que siempre me impulsan a seguir adelante en mis sueños. A mi hijo Milton Vargas de la Rosa, que es mi motivación para seguir superándome día a día.

Agradecimientos

Al Consejo Nacional de Humanidades, Ciencias y Tecnologías (CONAHCyT) por el apoyo proporcionado para la realización de los estudios de maestría.

Al Tecnológico Nacional de México/Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) por permitirme realizar los estudios de posgrado.

Agradezco a Dios por permitirme vivir esta experiencia.

A mi papá Gilberto Vargas y a mis hermanos Julio, Gilberto y Erick Vargas por el cariño, comprensión, el apoyo constante e incondicional que se me ha brindado siempre y por enseñarme a nunca darme por vencido.

A mi mamá por su cariño, enseñanzas y por motivarme siempre a seguir adelante.

Al Dr. Andrés Blanco Ortega por haberme guiado en este camino a través de sus conocimientos y valiosas enseñanzas, pero sobre todo por su amistad.

Al Dr. Carlos Manuel Lara Barrios por las sugerencias realizadas durante el desarrollo de este proyecto.

A los revisores: Dr. Eladio Martínez, Dr. Jorge Colín y Dr. Arturo Abúndez por su tiempo y sugerencias para la mejora del presente trabajo de tesis.

Índice

DEDICATORIAS.....	3
AGRADECIMIENTOS.....	4
ÍNDICE.....	5
LISTA DE FIGURAS	7
LISTA DE TABLAS	10
NOMENCLATURA	11
RESUMEN	12
ABSTRACT	1
INTRODUCCIÓN.....	2
CAPÍTULO 1. ESTADO DEL ARTE.....	3
1.1 JUSTIFICACIÓN.....	16
1.2 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.	16
1.3 OBJETIVOS.....	17
1.4 ALCANCES:	17
1.5 LIMITACIONES.	17
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO.....	18
2.1 CONCEPTOS.	18
2.2 MOVIMIENTOS DE LA EXTREMIDAD SUPERIOR.	18
2.3 ESTADÍSTICAS.....	20
2.4 DURACIÓN Y SECCIONES RECOMENDADAS.	23
2.5 DIMENSIONAMIENTO ANTROPOMÉTRICO.	23
CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL REHABILITADOR.....	25
3.1 MODELADO.....	25
3.2 EXPERIMENTACIÓN.....	30
3.3 MODELOS MATEMÁTICOS DE EJERCICIOS DE REHABILITACIÓN.	35
3.3.1 <i>Flexión del codo.</i>	35
3.3.2 <i>Rotación externa del codo.</i>	38
3.3.3 <i>Extensión de hombro.</i>	41
3.3.4 <i>Abducción lateral.</i>	43
3.3.5 <i>Flexión de codo con diferentes grados de flexión de hombro.</i>	47
CAPÍTULO 4. DISCUSIÓN DE RESULTADOS.	51
4.1 ANÁLISIS DE FLEXIÓN DEL CODO.	51
4.2 ANÁLISIS DE REHABILITACIÓN EN ROTACIÓN EXTERNA DEL CODO.	56
4.3 ANÁLISIS DE REHABILITACIÓN EN EXTENSIÓN DE HOMBRO.....	60
4.4 ANÁLISIS DE REHABILITACIÓN EN ABDUCCIÓN LATERAL.....	65
4.5 ANÁLISIS DE REHABILITACIÓN FLEXIÓN DE CODO CON DIFERENTES GRADOS DE HOMBRO.	68
4.6 ANÁLISIS DE REHABILITACIÓN CIRCUNDUCCIÓN DE HOMBRO.	72

CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES	76
5.1 EN TRABAJOS FUTUROS SE RECOMIENDA:.....	78
BIBLIOGRAFÍA	79
ANEXO A	87
ANEXO B	90
ANEXO C	101
APÉNDICES.....	102

Lista de figuras

Figura 1 Rehabilitador de tobillo (Santana et al., 2017).	3
Figura 2 Prototipo virtual del rehabilitador de hombro (Magadán et al., 2018).	4
Figura 3 Plataforma experimental: mecanismo para emular una extremidad superior (Vázquez et al., 2019).	5
Figura 4 Representación de exoesqueleto bípedo de General Electric (Mosher et al., 1967).	5
Figura 5 Sistema de rehabilitación de extremidades inferiores (Homma et al., 2003).	6
Figura 6 Rehabilitador Dampace (Stienen et al., 2007).	7
Figura 7 Rehabilitador STRING-MAN (Tavolieri et al., 2008).	8
Figura 8 Robot de rehabilitación accionado por cables con sistema cartesiano con varios ejes (Beer et al., 2008).	8
Figura 9 Rehabilitador L-Exos en un usuario (Frisoli et al., 2009).	9
Figura 10 Diseño y prototipo virtual del robot de 7 GDL Rehab Arm (Liu et al., 2016).	9
Figura 11 Representación de rehabilitador de (Huang et al., 2017).	10
Figura 12 Robot de rehabilitación accionado por cables (Niu et al. 2017).	10
Figura 13 MariBot (Rehmat, 2018).	11
Figura 14 Rehabilitador Artromot E2 (Healthcare Products & Solutions, 2001).	15
Figura 15 Rehabilitador Optiflex (Orthomx, 2016).	15
Figura 16 Rehabilitador ArmeoPower con ManovoPower (Krakauer, 2014).	15
Figura 17 Rangos y movimientos del hombro y codo (Magadán et al., 2018).	19
Figura 18 Defunciones por enfermedades cerebrovasculares en México (INEGI, 2021).	21
Figura 19 Población latina de 18 a los 68 años de trabajo industriales femeninos (Chaurand et al., 2007).	24
Figura 20 Población latina de 18 a los 68 años de trabajo industrial masculino (Chaurand et al., 2007).	24
Figura 21 Esquema de prototipo propuesto.	25
Figura 22 Esquema de componentes de grúa tipo puente.	26
Figura 23 Modelo 3D de mecanismo telescópico.	27
Figura 24 Movimiento de ejes en el rehabilitador.	28
Figura 25 Buje de sacrificio Nylon.	28
Figura 26 Del lado izquierdo de muestra el esfuerzo de von-Mises (Mpa) y del lado derecho se muestra el factor de seguridad del perfil de aluminio (F=136.13N).	29
Figura 27 Desplazamiento de perfil de aluminio en mm.	30
Figura 28 Modificación parámetros de brillo y contraste para filtrar elementos no deseados dejando solo las marcas.	32
Figura 29 Imagen procesada.	32
Figura 30 Máscara utilizada para fotograma negro y blancos.	32
Figura 31 Máscara sobre puesta sobre la imagen procesada utilizando la operación AND en los pixeles para la ubicación de la imagen.	33
Figura 32 Del lado izquierdo se muestra la imagen procesada y a la derecha los contornos encontrados.	33
Figura 33 Movimiento de flexión de codo.	35
Figura 34 Representación de cierre de circuito para flexión del codo.	35
Figura 35 Representación del movimiento de flexión de codo.	36
Figura 36 Esquema de rotación externa de codo.	38

Figura 37 Representación de cierre de circuito para movimientos de rotación externa en hombro.	39
Figura 38 Esquema de extensión de hombro.	41
Figura 39 Representación de cierre de circuito para movimiento extensión de hombro.....	41
Figura 40 Movimiento de Abducción lateral.....	44
Figura 41 Representación de cierre de circuito de abducción lateral.	44
Figura 42 Representación de movimiento flexión de codo con diferentes grados de flexión de hombro.	47
Figura 43 Posición inicial de múltiples ángulos en hombro y codo, del lado izquierdo es la representación el cierre de circuito del ejercicio.	48
Figura 44 Posición final de múltiples ángulos en hombro y codo.	49
Figura 45 Gráfica de posición angular de 0° a 80° simulación MSC Adams.....	51
Figura 46 Posición angular de flexión de codo experimental.	52
Figura 47 Velocidad angular de flexión de codo, simulación en MSC Adams®.	52
Figura 48 Velocidad angular experimental de flexión de codo.	53
Figura 49 Aceleración de flexión de codo, simulación en MSC Adams®.	54
Figura 50 Aceleración de flexión de codo experimental.....	54
Figura 51 Diferentes posiciones de flexión del codo.	55
Figura 52 Gráfica de posición angular de 0° a 80° experimental.	55
Figura 53 Distancia del cable de flexión de codo Simulación MSC Adams®.....	56
Figura 54 Gráfica de simulación de ángulo de rotación externa de codo.	56
Figura 55 Gráfica de resultados experimentales del ángulo de rotación.	57
Figura 56 Gráfica de simulación de velocidad angular de rotación externa de codo.....	57
Figura 57 Gráfica de velocidad experimental de rotación externa de codo.....	58
Figura 58 Gráfica de simulación de aceleración de rotación externa de codo.....	58
Figura 59 Gráfica experimental de aceleración angular de rotación externa de codo.	59
Figura 60 Gráfica de posición angular de rotación externa experimental.	59
Figura 61 Gráfica de simulación de distancia de cuerda en rotación externa.....	60
Figura 62 Gráfica de distancia de cuerda experimental en rotación externa.	60
Figura 63 Gráfica de simulación en MSC Adams® del ángulo de extensión de hombro.	61
Figura 64 Gráfica experimental de ángulo de extensión de hombro.	61
Figura 65 Gráfica de simulación en MSC Adams® de velocidad de extensión de hombro.	62
Figura 66 Gráfica experimental de velocidad de extensión de hombro.....	62
Figura 67 Gráfica de simulación en MSC Adams de aceleración de extensión de hombro.	63
Figura 68 Gráfica de experimental de aceleración de extensión de hombro.....	63
Figura 69 Gráfica experimental de posición de extensión de hombro.....	64
Figura 70 Gráfica de simulación de distancia de cable en extensión de hombro.	64
Figura 71 Gráfica experimental de distancia de cable en extensión de hombro.	65
Figura 72 Gráfica de simulación de abducción de hombro representada en ángulo.....	65
Figura 73 Gráfica experimental de abducción de hombro representada en ángulo.....	66
Figura 74 Gráfica de simulación de la velocidad de abducción lateral del hombro.	66
Figura 75 Gráfica experimental de velocidad de abducción de hombro.....	67
Figura 76 Gráfica de simulación de aceleración de abducción lateral de hombro.....	67
Figura 77 Gráfica experimental de aceleración de Abducción lateral.....	68
Figura 78 Gráfica de simulación de retracción de la cuerda.....	68
Figura 79 Gráfica simulada de posición de flexión de codo con múltiples ángulos de hombro.	69

Figura 80 La grafica del lado izquierdo se muestra la gráfica de ángulo de codo y del lado derecho es la gráfica de ángulo del hombro.	69
Figura 81 Gráfica simulada de velocidad de flexión de codo con múltiples grados de hombro.....	70
Figura 82 La gráfica experimental del lado izquierdo representa la velocidad del codo y del lado derecho la gráfica experimental de la velocidad del hombro.	70
Figura 83 Gráfica simulada de aceleración de flexión de codo con múltiples grados de hombro.	71
Figura 84 La gráfica izquierda representa la aceleración del hombro y del lado derecho se muestra en la aceleración experimental del codo.....	71
Figura 85 Gráfica experimental de posición de flexión de hombro.....	72
Figura 86 Gráfica experimental de posición de cuerda.	72
Figura 87 Movimiento de circunducción.	73
Figura 88 Posición angular de circunducción.....	73
Figura 89 Gráfica experimental de velocidad de circunducción de hombro.....	74
Figura 90 Gráfica experimental de aceleración de circunducción de hombro.....	74
Figura 91 Gráfica experimental posición de la cuerda en circunducción de hombro.	75
Figura 92 Gráfica experimental de la trayectoria de posición de circunducción de hombro.	75
Figura 93 Motorreductor con encoder 70:1 (Dynamo, 2021).	92
Figura 94 Goniómetro digital (Materiales de laboratorio, 2019).	93
Figura 95 Medición de goniómetro.....	93
Figura 96 Polea Corte en V (Intermec, (2019).....	94
Figura 97 Banda Poly Chain GT2-5M (Gates, 2009).	94
Figura 98 Rueda solid V- wheel kit (OpenBuilds, 2022).	94
Figura 99 Perfil ranurado de aluminio (Indicación técnica para perfil de aluminio, 2022).	95
Figura 100 Arnés para silla (Ortopedia, 2022).	96
Figura 101 Ventana principal de la interfaz de usuario del programa descripción de partes.....	100

Lista de tablas

Tabla 1 . Rehabilitadores que utilizan cables flexibles.....	14
Tabla 2 Valores máximos de la articulación del hombro y codo.	19
Tabla 3 Tipos de movimientos.	20
Tabla 4 Etapas de terapia Rodríguez et al., (2017).	23
Tabla 5 Torque por articulación y segmento corporal (Broche et al., 2020).....	24
Tabla 6 Descripción de componentes del rehabilitador de cables flexibles.....	26
Tabla 7 Código G de Abducción Horizontal.....	87
Tabla 8 Flexión de codo.....	87
Tabla 9 Código G de movimiento de circunducción de hombre.....	88
Tabla 10 Código G del movimiento de rotación externa de codo.	88
Tabla 11 Código G de movimiento de flexión de codo.	88
Tabla 12 Trayectoria de parabalas en MATLAB.	89
Tabla 13 Parámetros de extremidad superior masculina y femenina de 70 Kg y 1,70 de talla.	90
Tabla 14 Cables galvanizados (Dogotuls, 2017).	95
Tabla 15 Componentes de que conforman el rehabilitador.....	97

Nomenclatura

.avi: Audio video interleave

A: Amperios.

ACV: Accidente cerebrovascular.

AND: Operador lógico asociado a la izquierda o derecha

approxPol: Policía de proximidad.

boundingRect: Detector de bordes.

CENIDET: Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico.

CNC: Control numérico computarizado.

CPM: Movimiento pasivo continuo.

CPU: Unidad central de procesamiento.

DP: Defensor del pueblo.

EMG: Amplificador de señales electromiografías.

Fps: Fotogramas.

FS: Factor de seguridad.

GDL: Grados de libertad.

Kg: Kilogramo.

M: Metros.

MJPEG. Formato multimedia de video digital.

Mm: Milímetros.

MPa: Megapascal.

Nm: Nanómetros.

Open CV: Visión artificial abierta.

PaP: Paso a paso.

PLA. Ácido poliláctico.

PTR: Perfil tubular rectangular.

PWM: Modulación de ancho de pulsos.

px: Píxeles.

RAM: Memoria de Acceso Aleatorio.

ROM: Memoria de solo lectura.

RPM. Revoluciones por minuto.

UGS: Universal G code Sender.

$e^{j\theta}$: Ecuación de Euler

R_1 : Vector r uno

R_2 : Vector r dos

R_3 : Vector r tres

ω_1 : Velocidad angular uno

θ_1 : Ángulo del vector uno

θ_2 : Ángulo del vector dos

θ_3 : Ángulo del vector tres

%: Porcentaje

°: Grados

$\cos\theta$: Parte real

$j\sin\theta$: Parte imaginaria

z_0 : Posición inicial

z_f : Posición final

Resumen

La rehabilitación de extremidades es una metodología en el campo de la biomecatrónica que se enfoca en estudiar diversas formas de movimiento para la rehabilitación tanto de extremidades superiores como inferiores. Actualmente, existe un crecimiento significativo en las lesiones relacionadas con las extremidades superiores debido a accidentes cerebrovasculares, incidentes o accidentes traumáticos, así como enfermedades neuromusculares, las cuales están aumentando día a día.

El propósito de este trabajo de investigación fue abordar la creciente demanda de terapias para las extremidades superiores mediante el desarrollo de una máquina automatizada. Esta máquina proporciona movimientos repetitivos y un mayor rango de movimiento en un plano cartesiano (x, y, z), utilizando un sistema de control flexible para evitar dañar al paciente. Se diseñó utilizando una selección de juegos de poleas-cables en configuración con guías lineales y se basa en un sistema de grúa tipo puente.

En este trabajo se propone un prototipo virtual y físico de este rehabilitador permitiendo movimientos pasivos, incluyendo flexión, extensión, rotación externa, rotación interna y abducción-aducción. Además, la máquina puede proporcionar movimientos combinados, transmitiendo movimientos suaves y complejos mediante la implementación del control numérico con el código G. La utilización del código G permite una programación sencilla para crear una variedad de movimientos, tanto individuales como combinados.

Este trabajo también incluye la presentación de la cinemática de la máquina de rehabilitación de extremidades superiores para diversos movimientos combinados, así como algunas pruebas realizadas con personas sanas en el prototipo físico. Se centró principalmente en movimientos combinados de toda la extremidad superior, y una ventaja importante es que la máquina puede rehabilitar ambas extremidades superiores (derecha o izquierda).

Abstract

The limb rehabilitation process is a methodology in the field of biomechatronics to study the various forms of movement giving rise to the rehabilitation of both upper and lower extremities. Currently, there is a large increase related to upper extremity injuries, due to cerebrovascular accidents, incidents or traumatic accidents, as well as diseases neuromuscular, which are increasing day by day.

The objective of this research work was to address the demand for therapy in the upper limbs by developing an automated machine that can provide repetitive movements, with a greater range of movement in a Cartesian plane (x, y, z), using a control system, that is flexible to avoid that the mechanism is rigid and could injure the patient; by means of a selection of sets of pulleys-cables in configuration with linear guides using an overhead crane system.

This paper proposes a virtual and physical prototype of an easily assembled passive movement rehabilitator that provides flexion, extension, external rotation, internal rotation, abduction-adduction movements. The rehabilitator can provide combined movements, achieving smooth and complex movements with the implementation of numerical control with G-code. The use of G-code allows easy programming to create various movements, both individual and combined.

In this paper the kinematics of the upper extremity rehabilitation machine for various combined movements is presented, as well as some tests with healthy people in the physical prototype. Combined movements of the entire upper extremity were mainly addressed. One advantage that was achieved is that the machine can rehabilitate both upper extremities (right or left).

Introducción

El número de personas que sufren de algún tipo de discapacidad debido a un accidente cerebrovascular es alarmante. La cantidad actual de profesionales de la salud en fisioterapia es deficiente para proporcionar rehabilitación a estos grupos. Desde principios de la década de los 90, distintos investigadores han intentado desarrollar una solución fácil y viable a este problema por medio de dispositivos de asistencia (Islam et al., 2017).

La rehabilitación de pacientes con movilidad limitada en la articulación del hombro requiere un ejercicio de entrenamiento repetido y progresivo. Para reducir el trabajo de terapias, resulta útil emplear rehabilitadores para facilitar el entrenamiento de rehabilitación en distintos niveles de intensidad. Para que un exoesqueleto interactúe de forma segura con una extremidad humana, es importante medir y controlar la fuerza de interacción (Hsieh et al., 2017).

Dado que las disfunciones de las extremidades superiores después de un accidente cerebrovascular afectan gravemente la vida diaria, es fundamental que los pacientes restauren el movimiento afectado a través del entrenamiento de rehabilitación. Posterior al accidente cerebrovascular, los movimientos se ven afectados por el peso de la gravedad, debido a la debilidad de los músculos que evitan que el hombro se desplace y tiendan a deformarse o desarrollar una rigidez en la extremidad afectada (Mao & Agrawal, 2011; Shoaib et al., 2021).

En este trabajo se plantea un sistema de rehabilitación de cables flexibles de miembros superiores con un sistema cartesiano XYZ, y un sistema de cable-polea de tres grados de libertad (GDL), en donde la combinación de ejes transversales y cables flexibles busca mejorar el movimiento cinemático en la rehabilitación, simplificando el grado de complejidad respecto a los presentados en la literatura. El cual puede ser controlado por estrategias de control clásico o moderno, así como control numérico.

Capítulo 1. Estado del Arte.

A continuación, se presentan los antecedentes de la investigación, abordando diversos trabajos realizados tanto en esta institución como en otras y en el sector privado. Esta revisión exhaustiva en el campo de la rehabilitación de extremidades ha permitido identificar el contexto y la base sobre la cual se fundamenta el presente estudio.

En el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET), se han llevado a cabo varios trabajos relacionados con la rehabilitación de diversas extremidades del cuerpo humano. Sin embargo, hasta la fecha, estos trabajos se han realizado de manera independiente, centrándose en metodologías específicas y utilizando diferentes herramientas y elementos rígidos.

De especial relevancia, destaca un trabajo del año 2017 que propuso el rediseño y desarrollo de una máquina rehabilitadora de tobillos (ver Figura 1) basada en un movimiento pasivo continuo. Esta máquina ofrece la capacidad de auxiliar en diversas terapias de rehabilitación del tobillo, con programas predefinidos por el fisioterapeuta según la gravedad del daño y el progreso en la recuperación de la movilidad de la parte afectada (Santana et al., 2017).

Asimismo, en este mismo estudio, se exploran diferentes oportunidades de mejora para implementar el rehabilitador de tobillo basado en una mesa XY con control numérico. Estas mejoras incluyen la implementación de una interfaz y aplicaciones para dispositivos móviles a través de un sistema inalámbrico, así como la evaluación de alternativas para sistemas de control. Además, se sugiere la posibilidad de complementar este proyecto con un sistema activo mediante el uso de videojuegos, permitiendo que el paciente interactúe y mueva el pie de acuerdo con las exigencias dinámicas de la interacción gráfica del juego. Estas investigaciones previas ofrecen un valioso punto de partida para el desarrollo y enriquecimiento del presente estudio.



Figura 1 Rehabilitador de tobillo (Santana et al., 2017).

Se ha validado un diseño innovador de un rehabilitador de hombro basado en un sistema de mesa XY, permitiendo ofrecer movimientos pasivos continuos mediante estrategias de

control. Este sistema proporciona movimientos combinados en ambos ejes, X e Y, los cuales ofrecen una amplia gama de movimientos personalizados, suaves y controlados, dependiendo de la posición del paciente frente al rehabilitador. Estos movimientos son similares a los que se logran con una rueda convencional para la rehabilitación del hombro, pero con la ventaja adicional de permitir la rehabilitación desde las primeras etapas gracias a su capacidad para proporcionar un movimiento pasivo continuo.

Es relevante destacar que este sistema posee un control dentro del área de trabajo en ambos ejes X e Y, lo que permite programar trayectorias personalizadas para cada paciente sin necesidad de ajustar el sistema mecánico, tal como se haría tradicionalmente con la rueda para la rehabilitación de hombro. Las estrategias de control propuestas, respaldadas por los resultados de simulación, han demostrado ser altamente efectivas para permitir que el rehabilitador de hombro ofrezca movimientos pasivos continuos de manera adecuada.

La Figura 2 muestra el prototipo desarrollado por Magadán et al. (2018), compuesto por un marco estructural, dos actuadores y una base móvil para la colocación de la mano, junto con sus respectivos ejes. Este avance representa una contribución significativa en el campo de la rehabilitación de extremidades, brindando nuevas posibilidades para la recuperación de pacientes con lesiones en el hombro.

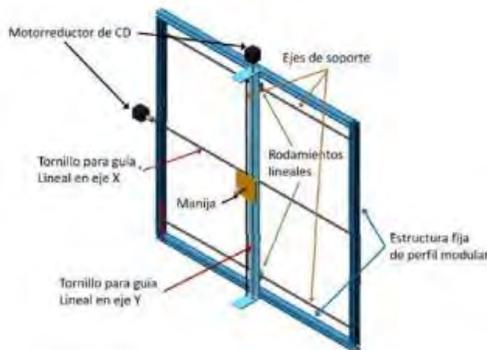


Figura 2 Prototipo virtual del rehabilitador de hombro (Magadán et al., 2018).

En el estudio llevado a cabo por Vázquez et al. (2019), se presentó un diseño de tres grados de libertad destinado a facilitar la rehabilitación temprana de personas que han sufrido un accidente cerebrovascular. Gracias a este dispositivo, se logró una rápida recuperación, permitiendo la generalización de ciertos movimientos básicos y reduciendo el uso de sensores al mínimo necesario. Los investigadores llegaron a la conclusión de que, debido a la fatiga del músculo esquelético en una articulación dañada, el paciente no podría realizar un movimiento constante, lo que llevó a la decisión de implementar un movimiento inicial pasivo.

El análisis cinemático desempeña un papel esencial en el desarrollo de estas máquinas. Implica la precisa determinación de la posición, desplazamiento, rotación, rapidez, velocidad y aceleración de un mecanismo. En el caso de una extremidad superior, un modelo cinemático preciso debe ser capaz de realizar cálculos y visualizar el espacio de trabajo accesible. La Figura

3 muestra el prototipo del rehabilitador de extremidades superiores, presentado por Vázquez et al. (2019).



Figura 3 Plataforma experimental: mecanismo para emular una extremidad superior (Vázquez et al., 2019).

En la década de los 60, se desarrolló el primer exoesqueleto conocido como Hardiman, que se considera uno de los primeros precursores de los rehabilitadores actuales para miembros superiores. Este dispositivo tenía la notable capacidad de amplificar la fuerza del usuario en un factor de 25 mediante una característica innovadora llamada retroalimentación de fuerza, que permitía al usuario sentir las fuerzas y objetos manipulados.

Sin embargo, el Hardiman presentaba algunas limitaciones significativas, como su elevado peso de 1,500 libras y el uso de un sistema maestro/esclavo. Fue desarrollado por General Electric con el propósito de manipular grandes cargas (Mosher et al., 1967). Ver Figura 4.

Estos antecedentes han sido fundamentales para el desarrollo posterior de exoesqueletos y rehabilitadores, motivando a investigadores y científicos a buscar soluciones más eficientes y versátiles. Los avances tecnológicos actuales han permitido superar muchas de las limitaciones del Hardiman, impulsando la creación de dispositivos más ligeros, ergonómicos y especializados en la rehabilitación y asistencia de personas con discapacidades en sus extremidades superiores. Los prototipos desarrollados en otras instituciones, junto con la información relevante, han contribuido significativamente al progreso en este campo, en beneficio de aquellos que requieren apoyo y rehabilitación en sus funciones motoras.

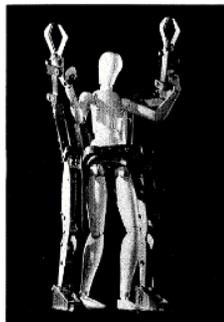


Figura 4 Representación de exoesqueleto bípedo de General Electric (Mosher et al., 1967).

El inicio de la robótica humanoide marcó significativamente en la historia del desarrollo tecnológico: en 1969, bajo la dirección del Prof. Vukobratovic, el Instituto Mihailo Pupin creó

el primer exoesqueleto activo del mundo. Este logro representó un avance revolucionario y sentó las bases para el desarrollo posterior de la biomecánica activa y los exoesqueletos.

El Instituto Mihailo Pupin se destacó como pionero en el desarrollo de sistemas de locomoción con piernas y también contribuyó en la creación de la primera teoría en el ámbito de exoesqueletos y biomecánica activa. Sus investigaciones sentaron los cimientos para el progreso en el campo de la rehabilitación y la asistencia a personas con discapacidades motoras.

En el trabajo reportado por Homma et al. (2003), se propuso un sistema de rehabilitación para extremidades inferiores con 6 grados de libertad (GDL). El mecanismo, presentado en la Figura 5, utilizaba un sistema impulsado por cables, lo que representó otro paso importante en la evolución de tecnologías de rehabilitación con exoesqueletos.

Estos avances en la robótica humanoide y la rehabilitación han tenido un impacto significativo en la medicina y la mejora de la calidad de vida de las personas con discapacidades motoras. El trabajo pionero del Instituto Mihailo Pupin y la investigación continua de científicos como Homma y sus colegas han allanado el camino para el desarrollo de tecnologías cada vez más avanzadas y efectivas en el campo de la rehabilitación y la asistencia a personas con dificultades de movilidad.

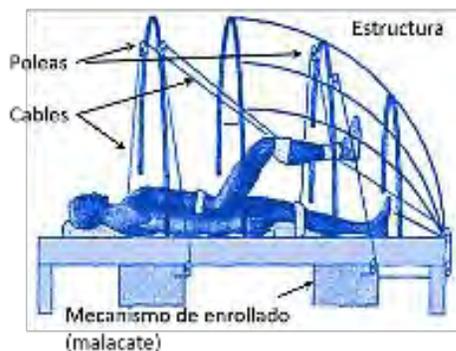


Figura 5 Sistema de rehabilitación de extremidades inferiores (Homma et al., 2003).

En 2007, se llevó a cabo la creación de Dampace, un exoesqueleto pasivo con frenado controlado en los tres ejes de rotación del hombro y uno del codo. Este dispositivo innovador, mostrado en la Figura 6, fue diseñado con el propósito de combinar el entrenamiento de coordinación de fuerzas, lo que resulta de gran ayuda en la identificación de trastornos de movimiento en pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular. Además, Dampace permite el entrenamiento aislado de coordinación de fuerzas (Stienen et al., 2007).

Este avance ha demostrado ser eficaz en mejorar la coordinación motora en pacientes con antecedentes de accidente cerebrovascular. La capacidad de proporcionar un frenado controlado en varios ejes de rotación del hombro y el codo, es fundamental para facilitar el entrenamiento y la identificación de posibles trastornos de movimiento.



Figura 6 Rehabilitador Dampace (Stienen et al., 2007).

En el estudio llevado a cabo por Tavolieri et al. (2008), se desarrolló el sistema innovador denominado STRING-MAN, diseñado específicamente para restaurar y ejercitar el sistema músculo-esquelético humano. Este sistema cuenta con siete cables y una pista móvil en la base, conectados estratégicamente para distribuir adecuadamente la carga del cuerpo humano durante la rehabilitación (Tavolieri et al., 2008). La Figura 7 muestra el diseño del STRING-MAN.

Este avance representa un enfoque en el ejercicio asistido. Al utilizar siete cables en puntos estratégicos, el STRING-MAN logra una distribución óptima de la carga durante el entrenamiento, lo cual es beneficioso para la restauración de la función musculoesquelética.

El sistema STRING-MAN ofrece nuevas posibilidades para el tratamiento de lesiones y la mejora de la movilidad en pacientes con diversas afecciones. Su enfoque en la distribución adecuada de la carga puede ser de gran utilidad en el proceso de rehabilitación, promoviendo resultados más efectivos y seguros.

La investigación continua en este campo siendo crucial para el desarrollo de tecnologías cada vez más avanzadas que mejoren la calidad de vida de las personas con discapacidades y fomenten una recuperación más rápida y eficiente.



Figura 7 Rehabilitador STRING-MAN (Tavolieri et al., 2008).

En el año 2008, se presentó una máquina de rehabilitación para brazos llamada MACARM, que utiliza un sistema cartesiano de múltiples ejes. Como se puede apreciar en la Figura 8, esta máquina ofrece un amplio espacio de trabajo y fue evaluada con una carga de 4.5 kg, que representa el peso del brazo del paciente a rehabilitar. MACARM cuenta con 6 grados de libertad (GDL) y está equipada con 8 motores para su funcionamiento (Beer et al., 2008) permitiendo abordar distintos rangos de movimiento y patologías.

La incorporación de 8 motores en el MACARM asegura una alta precisión y suavidad en los movimientos, aspectos fundamentales para una rehabilitación efectiva y segura.

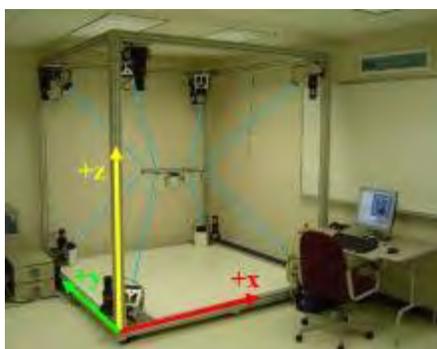


Figura 8 Robot de rehabilitación accionado por cables con sistema cartesiano con varios ejes (Beer et al., 2008).

Las suspensiones de cable han sido objeto de investigación como una solución para abordar la construcción de estructuras mecánicas ligeras y de baja inercia, al realizar movimientos de rehabilitación conectados. Esto permite evitar singularidades en la extremidad humana y, por lo tanto, minimizar el efecto de carga del robot.

En (Frisoli et al., 2009) propuso L-EXOS, un rehabilitador de retroalimentación de fuerza para miembros superiores, que es capaz de proporcionar cinco grados de libertad. Este dispositivo cuenta con una estructura y espacio de trabajo antropométrico que cubre todo el

rango de movimiento del brazo humano. En las evaluaciones realizadas con pacientes, se observó una reducción del error de desempeño de tan solo 0.02 mm, lo que demuestra la precisión y efectividad del sistema (Frisoli et al., 2009). Ver Figura 9.



Figura 9 Rehabilitador L-Exos en un usuario (Frisoli et al., 2009).

Por otro lado, (Liu et al., 2016), proponen un rehabilitador de 7 grados de libertad (GDL) que aborda las articulaciones de la extremidad superior, incluyendo el hombro, codo y muñeca. Este prototipo está diseñado con eslabones rígidos, lo que le permite soportar el peso de la extremidad de manera efectiva. El diseño de este dispositivo se muestra en la Figura 10.



Figura 10 Diseño y prototipo virtual del robot de 7 GDL Rehab Arm (Liu et al., 2016).

Huang investigó el impacto de la variación en la posición de compensación de la gravedad, la cual era proporcionada por un robot basado en cables. Esta investigación se comparó con otras dos estrategias de compensación de la gravedad, y se analizó su influencia en la cinemática y la activación muscular (Huang et al., 2017).

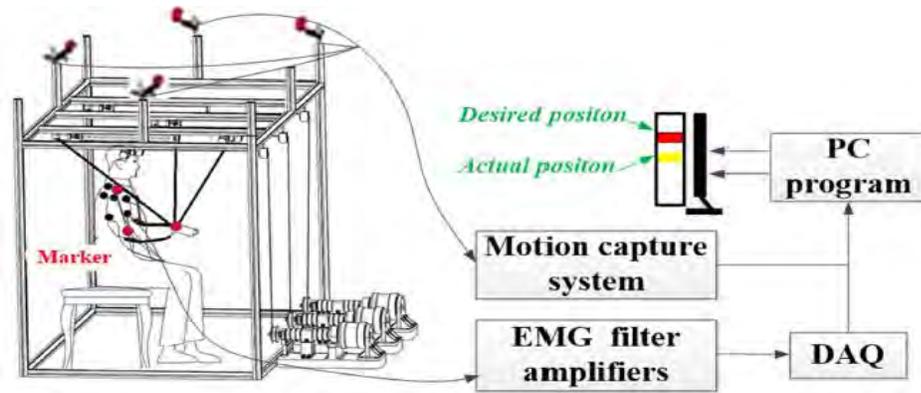


Figura 11 Representación de rehabilitador de (Huang et al., 2017).

En 2017, se introdujo un robot de rehabilitación impulsado por cables diseñados para la recuperación de miembros superiores en un entorno tridimensional. Este dispositivo incorporó un control de modos deslizantes y un observador no lineal de perturbaciones, específicamente desarrollado para abordar los desafíos relacionados con perturbaciones impredecibles durante las sesiones de entrenamiento asistido por robots, (Niu et al., 2017). Consulte la Figura 12 para obtener una representación visual de este robot.

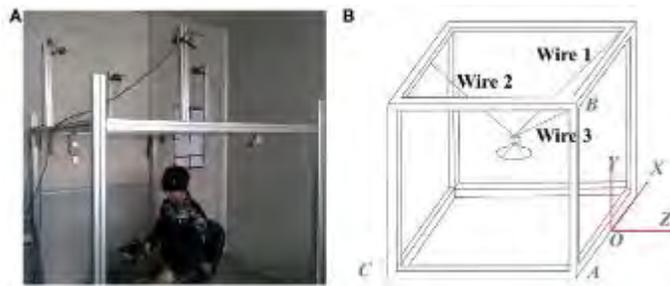


Figura 12 Robot de rehabilitación accionado por cables (Niu et al. 2017).

El robot Maribot, ilustrado en la Figura 13, se encuentra equipado con un brazo robótico en serie. Este brazo es empleado para desplazar el cable en el plano horizontal durante las sesiones de terapia, en perfecta sincronía con los movimientos del paciente. Este enfoque brinda un espacio de trabajo notablemente más amplio en comparación con el Nerebot, cubriendo prácticamente la totalidad de los movimientos de la extremidad superior.

La tracción del cable se logra mediante un tren motorreductor, lo que elimina la necesidad de utilizar poleas en el sistema. Los motores utilizados generan torques por articulación de 0.4 Nm, lo cual es adecuado para brindar asistencia a un paciente que se encuentra en un estado completamente pasivo (Rosati et al., 2005; 2017a; 2017b).



Figura 13 MariBot (Rehmat, 2018).

En el año 2018, se llevó a cabo un estudio centrado en la rehabilitación de miembros superiores, explorando diversas estrategias de control para la ejecución de movimientos con exoesqueletos destinados a las extremidades superiores (Rehmat et al., 2018). Los resultados de este estudio revelaron una reducción significativa en el deterioro y una mejora notable en las capacidades funcionales de pacientes que habían sufrido accidentes cerebrovasculares. Esto se logró mediante el empleo de estructuras mecánicas convencionales y estrategias de control en la rehabilitación clínica.

El estudio de (Rehmat et al., 2018) subraya la eficacia de la terapia con robots cuando se combina con la terapia convencional. En particular, se comprobará que no existían diferencias significativas entre el grupo de pacientes que recibieron terapia convencional y el grupo que se sometió a terapia con un robot convencional. Estos hallazgos indican que ambas modalidades terapéuticas ofrecen beneficios comparables.

A continuación, se presentan datos generales, estadísticas y porcentajes relacionados con temas específicos de las articulaciones del hombro y el codo. Se abordan distintos aspectos, como los tipos de estimulaciones utilizadas y los trastornos comunes que afectan estas articulaciones, como secuelas, traumas, lesiones y otros problemas relacionados.

Las lesiones traumáticas constituyen la principal causa de inestabilidad en la articulación del hombro, representando aproximadamente el 95% de los casos de luxaciones. Las secuelas derivadas de una luxación traumática están íntimamente relacionadas a la edad del paciente en el momento de la lesión inicial y la gravedad de esta. En pacientes menores de 20 años, se han reportado tasas de luxación recurrente de hasta un 90%, especialmente en la población atlética (Mehta & Bain, 2004).

Por otro lado, la estabilidad de la articulación del codo desempeña un papel crucial en el ritmo de la rehabilitación. En consecuencia, después de una simple luxación posterior, si el

codo mantiene su estabilidad en todo el rango de movimiento, se alienta al paciente a movilizar la articulación de acuerdo con su tolerancia al dolor (Mehta & Bain, 2004).

Según (Bayona, 2005), está firmemente establecido que el aprendizaje motor requiere la práctica de tareas específicas. Se ha demostrado mediante la estimulación magnética transcraneal focal y la resonancia magnética que el entrenamiento enfocado en tareas concretas, en comparación con la rehabilitación convencional para personas que han sufrido un accidente cerebrovascular, conduce a una reorganización cortical duradera y específica en las áreas correspondientes utilizadas durante el proceso (Bayona et al., 2005).

(Masiero, 2006), demostró que la adición del entrenamiento asistido por robots representa una nueva estrategia terapéutica que se enfoca en reducir el deterioro y mejorar el desempeño motor después de un accidente cerebrovascular, (Masiero et al., 2006).

En la población de adultos mayores, la articulación del hombro se torna más susceptible a sufrir lesiones. Actualmente, en México, se observa un aumento en la incidencia de estas lesiones, lo cual se atribuye a la creciente prevalencia de enfermedades crónicas debilitantes, como el desgaste muscular, la osteoporosis y la atrofia muscular, entre otras afecciones (Oliveira et al., 2007).

Para mejorar la rehabilitación de extremidades dañadas, como el codo y el hombro, se han propuesto dispositivos diseñados para facilitar la recuperación, permitiendo el movimiento y el estiramiento de los músculos (Oliveira et al., 2007). Se ha observado que la tasa de recurrencia de lesiones disminuye significativamente, cayendo entre un 50% y un 75% en pacientes de 20 a 25 años (Dodson & Cordasco, 2008).

En pacientes de edad avanzada, los problemas en los hombros representan una de las principales razones de consulta en atención primaria, constituyendo la tercera causa más común de consultas relacionadas con trastornos osteomusculares. Estos problemas afectan a un porcentaje que oscila entre el 7% y el 34% de la población adulta en general, siendo más prevalentes entre los ancianos, con una incidencia del 21%, y llegando hasta un 20% en pacientes con diabetes (Abejón et al., 2009).

Entre los problemas más frecuentes se encuentra la lesión del manguito de los rotadores, que representa más del 70% de los casos, incluyendo condiciones como la tendinitis, la bursitis y las roturas del manguito o de sus componentes. Los hombros congelados ocupan el segundo lugar en cuanto a frecuencia (Abejón et al., 2009).

En pacientes mayores de 40 años, las luxaciones traumáticas se asocian con tasas más bajas de inestabilidad, pero con tasas elevadas de desgarros del manguito rotador. La incidencia de desgarros del manguito rotador en pacientes mayores de 40 años en el momento de la luxación inicial es del 15%, y esta incidencia aumenta al 40% en pacientes mayores de 60 años (Abejón et al., 2009). Por lo tanto, después de una lesión, es fundamental llevar a cabo un proceso de rehabilitación de las extremidades afectadas mediante movimientos repetitivos

y progresivos. La falta de rehabilitación y movilización puede contribuir significativamente a la recuperación insatisfactoria (Lo & Xie, 2012).

Una ventaja potencial de los sistemas robóticos radica en su capacidad para medir diversos parámetros cinemáticos y dinámicos durante el movimiento de las extremidades del paciente, lo que permite una evaluación en tiempo real y posterior de indicadores relevantes del rendimiento del paciente, como el rango de movimiento., la velocidad y la fluidez, entre otros (Poli et al., 2013).

En el año 2013, se registró que en México existía un déficit importante en la atención de pacientes con discapacidades motrices, neurológicas y relacionadas con el envejecimiento, accidentes cerebrovasculares, y problemas como los hombros cansados, con una proporción de un fisioterapeuta por cada 1000 pacientes. que necesitaban atención (Organización Mundial de la Salud, 2006; Velasco, 2013).

Finalmente, en la Tabla 1 se presentan algunos trabajos previamente documentados sobre rehabilitación de extremidades superiores, incluyendo información sobre los grados de libertad (GDL), los movimientos involucrados y una breve descripción de los mismos.

Tabla 1 . Rehabilitadores que utilizan cables flexibles.

Año	Artículo	Autor	GDL	Movimientos	Descripción
1999	NeReBot Design of a new 5 d.o.f. wire-based robot for rehabilitation	Paolo Gallina	3	Abdu/Adu,	La estructura donde se origina los cables se puede ajustar de manera manual.
2003	MariBot Design of a new 5 d.o.f. wire-based robot for rehabilitation	Paolo Gallina, Aldo Rossi, Stefano Masiero	5	Abdu/Adu, Pron/Supli flexión/codo	Es un robot paralelo en serie con 3 GDL. Se mantienen por el accionamiento del cable y los otros 2 son de sobrecarga para soportar los cables, siguen una trayectoria deseada.
2007	STRING-MAN	Tavolieri	6	Abdu/Adu, Pron/Supli flexión/codo	El rehabilitador diseñado para restaurar y ejercitar el sistema músculo esquelético humano, contando con 7 cables y una pista móvil en la base.
2008	Technical evaluation of the MAVARM: A cable robot for upper limb neurohabilitation,	Beer et al.	6	Exten/Flex, Abdu/Adu,	Máquina de sistema cartesiano de varios ejes, evaluada con una carga de 4.5 kg representando el peso del brazo y cuenta con 8 actuadores.
2016	Dampace: Design of an Exoskeleton for Force-Coordination Training in Upper-Extremity Rehabilitation	Beer et al.	5	Exten/Flex. Abdu/Adu	Es un entrenador hidráulico, utiliza discos de frenos en los ejes de rotación, codo y hombro.
2017	Assessment of Motor Control during Three-Dimensional Movements Tracking with Position Varying	Yao Huang	3	Exten/Flex. Abdu/Adu	Es un robot paralelo en serie de 3 GDL sé mantienen por el accionamiento del cable y los otros 2 son de sobrecarga para soportar los cables siguen una trayectoria deseada.
2018	Sliding Mode Tracking Control of a Wire- Driven Upper- Limb Rehabilitation Robot with Nonlinear Disturbance Observer.	Niu et al.	-	Exten/Flex Abdu/Adu,	Se implementó un control por modos deslizantes con un observador no lineal de perturbaciones, diseñado para que el robot resuelva el problema de la perturbación durante el entrenamiento asistido.
2018	Design And Control of a Shoulder Rehabilitator	Magadan et al.	2	Exten/Flex Abdu/Adu,	La estructura está basada en una mesa XY, el cual ofrece movimientos pasivos continuos implementando un control tipo PID con seguimiento de trayectoria para la rehabilitación continua de extremidades superiores.
2019	Design and Experimental Research of Movable Cable-Driven Lower Limb Rehabilitation Robot	Yupeng Zou et al.	3	Rotación, Abdu/Adu,	Para este prototipo se utilizan 8 actuadores en paralelo utilizando cables para transmitir movimiento a extremidades inferiores y un sistema de soporte del peso corporal.

Rehabilitadores de extremidades superiores disponibles en el mercado.

El dispositivo Artromot E2 es versátil y está diseñado para su uso en extremidades tanto izquierdas como derechas. Se trata de un dispositivo portátil que almacena la información del tratamiento del paciente en una tarjeta de memoria con chip. Este dispositivo está especialmente indicado para pacientes en el período postoperatorio y en el proceso de rehabilitación después de una cirugía articular. Su principal función es facilitar los movimientos pasivos continuos, lo que contribuye significativamente a prevenir la limitación de movimientos y la rigidez articular (Enovis, 2021; Gomedics, 2022; Healthcare Products & Solutions, 2001). Ver la Figura 14.



Figura 14 Rehabilitador Artromot E2 (Healthcare Products & Solutions, 2001).

El Optiflex® CPM de hombro, representado en la Figura 15, es un exoesqueleto diseñado para proporcionar beneficios a pacientes que han experimentado lesiones en la extremidad. Este dispositivo cuenta con la capacidad de ofrecer un amplio rango de movimiento mediante el uso de motores de corriente continua (CD). Además, se destaca por su capacidad de personalizar los parámetros de tratamiento según las necesidades individuales de cada paciente (Orthomx, 2016).



Figura 15 Rehabilitador Optiflex (Orthomx, 2016).

El ArmeoPower, que se muestra en la Figura 16, es el primer exoesqueleto de brazo completo y rehabilitación de la mano. Este dispositivo facilita la rehabilitación temprana y altamente intensiva, ya que está equipado con 6 grados de libertad (GDL) accionados, lo que permite crear un amplio espacio de trabajo para la terapia (Krakauer, 2014).



Figura 16 Rehabilitador ArmeoPower con ManovoPower (Krakauer, 2014).

1.1 Justificación.

Actualmente, existe una gran cantidad de personas que presentan lesiones en las extremidades superiores debido a que el hombro y el codo son de las articulaciones más utilizadas en actividades de la vida cotidiana y el deporte. En esta investigación, se propone un análisis cinemático y dinámico para resolver los problemas relacionados con el movimiento utilizando un sistema de control para transmitir movimientos suaves a pacientes en rehabilitación física. Se propone un sistema de rehabilitación de cables flexibles en un plano XYZ. Dicho sistema ofrece un mayor rango de movimiento en comparación de exoesqueletos convencionales. La construcción está orientada a ser realizada con piezas estandarizadas para minimizar tanto el uso de piezas personalizadas como el costo de fabricación.

1.2 Planteamiento del problema.

Actualmente, se ha observado un aumento significativo en las lesiones que afectan las extremidades superiores, estas pueden ser el resultado de accidentes cerebrovasculares, incidentes traumáticos o enfermedades neuromusculares. Lamentablemente, la cantidad de fisioterapeutas disponibles es insuficiente para proporcionar sesiones de rehabilitación a todos los pacientes que experimentan limitaciones en la movilidad de sus hombros.

La rehabilitación de forma manual afecta diversos factores como son el tiempo de prolongación de la terapia o el cansancio del fisioterapeuta. Esto disminuye la calidad y servicio, haciendo que se prolonguen las sesiones de rehabilitación. Lo cual puede llevar al aumento de costos o que el paciente no recupere su movilidad completamente.

En la actualidad, los dispositivos de rehabilitación propuestos suelen ser brazos robóticos o exoesqueletos, pero en su mayoría están diseñados para abordar solo una extremidad superior (ya sea la derecha o la izquierda), ofreciendo un rango limitado de movimientos y un espacio de trabajo restringido. en comparación con la movilidad natural de los brazos humanos. Además, debido a su estructura metálica, requieren motores de alta potencia, lo que resulta en costos elevados para estas máquinas de rehabilitación.

El uso de sistemas de poleas-cables combinado con un sistema tipo cartesiano, en el diseño de una máquina de rehabilitación para miembros superiores, permitirá proporcionar ergonomía al usuario, un mayor rango de movilidad en un espacio vectorial, proporcionando movimientos suaves con ayuda de control numérico y utilizando un polinomio de quinto orden, donde se plantea que se genere los movimientos de forma proporcional para evitar cambios bruscos en los movimientos.

Además, la máquina proporcionará movimientos repetitivos con el uso de trayectorias suaves, imitando el comportamiento de una terapia convencional. La máquina, con apoyo de su mecanismo telescópico, debería ser capaz de soportar el peso de la extremidad superior del paciente, el rehabilitador utiliza un sistema de control el cual proporciona movimientos

repetitivos con seguimiento de trayectoria. Dando lugar a sistemas de control (clásico, moderno o control numérico), sensores, una tarjeta de adquisición de datos y una interfaz para que el usuario pueda programar las rutinas de rehabilitación acorde al estado de su lesión.

Este proyecto servirá para futuros trabajos en el diseño de máquinas de rehabilitación con el uso de cables flexibles, ya que actualmente se encuentra muy poca información relacionada con miembros superiores utilizando esta metodología.

1.3 Objetivos.

Objetivo General:

Diseñar y construir un rehabilitador con sistema de guías lineales y cables flexibles que proporcione movimientos suaves con apoyo de control numérico para proporcionar movimientos repetitivos y progresivos.

Objetivos Específicos:

- Desarrollar un prototipo virtual para el análisis de la cinemática y dinámica de los movimientos de la extremidad superior.
- Desarrollar un sistema de control para inducir movimientos suaves.
- Construir un prototipo para realizar pruebas con al menos dos personas sanas para validar el funcionamiento y el rango de operación.

1.4 Alcances:

- Diseño y construcción de una máquina de rehabilitación de miembros superiores, hombro y codo de tres GDL .
- El rehabilitador será probado al menos con dos pacientes sanos, realizando movimientos individuales y combinados para evaluar los movimientos alcanzados por este proyecto.
- Desarrollo del análisis cinemático y dinámico de la máquina.

1.5 Limitaciones.

- El rehabilitador será probado con personas sanas.
- Se realizarán solo algunos de los movimientos básicos de rehabilitación.

Capítulo 2. Marco Teórico.

2.1 Conceptos.

Para comprender plenamente el alcance y la relevancia del desarrollo de esta tesis, es fundamental establecer una base de conceptos esenciales en el campo de los exoesqueletos robóticos y la interacción hombre-máquina. Estos conceptos son esenciales para contextualizar el tema y comprender su importancia en el ámbito de la rehabilitación y la asistencia física.

Un sistema de **exoesqueleto robótico** es un sistema inteligente hombre-máquina. Es un dispositivo ortopédico con articulaciones correspondientes y enlaces a las articulaciones (Gopura et al., 2011).

La **fisioterapia** es el conjunto de la metodología y técnicas, aplicadas a tratamiento físico, ayudando a restaurar el movimiento y funciones afectadas por enfermedades o lesiones. La fisioterapia busca desarrollar las habilidades y destrezas de las personas discapacitadas (Izquierdo, 2012).

La **rehabilitación** se define como un conjunto de medidas que ayuda a personas que presenten o puedan presentar una discapacidad a consecuencia de una deficiencia, para alcanzar y mantener un funcionamiento óptimo en interacción con su entorno (Renard & Urseau, 2013).

El **accidente cerebrovascular** (ACV) engloba toda aquella lesión producida o alteración de flujo sanguíneo cerebral, cuya consecuencia depende del vaso sanguíneo afectado y de la extensión del daño producido, en donde el ACV se puede clasificar como isquémicas y hemorrágicas. En el primer caso, se produce una obstrucción de una arteria cerebral, mientras que en el caso de los accidentes hemorrágicos se produce una rotura en el vaso sanguíneo cerebral (Marrón et al., 2017).

2.2 Movimientos de la extremidad superior.

La extremidad superior es una estructura compleja compuesta por una variedad de componentes esenciales, entre los cuales se incluyen músculos, nervios, arterias, ligamentos y articulaciones. Estos elementos colaboran en conjunto para facilitar los movimientos naturales y funcionales de la extremidad. Cada uno de estos sistemas desempeña un papel crítico y, en conjunto, permiten la ejecución fluida de una amplia gama de movimientos y acciones (Abejón et al., 2009; Bacle et al., 2015; Kenhub, 2017; Lahoz et al., 2017; Laulan & Le Dû, 2009; Márquez et al., 2017; Masquelet, 2007; Oiseth et al., 2022). La interacción coordinada de estos componentes es fundamental para el funcionamiento adecuado de la extremidad superior en actividades cotidianas y deportivas

La articulación del hombro se presenta como la extremidad superior de mayor movilidad del cuerpo. Posee tres GDL y se moviliza en los tres planos anatómicos. En el plano sagital y alrededor de un eje transversal se realiza el movimiento de flexión/extensión. En el plano frontal y alrededor de un eje anteroposterior se produce el movimiento de abducción/aducción. En el plano transverso y alrededor de un eje vertical se efectúan los movimientos de rotación interna/externa. En la Figura 17, y la Tabla 2, se muestran los intervalos máximos de cada movimiento (Doorenbosch et al., 2003).

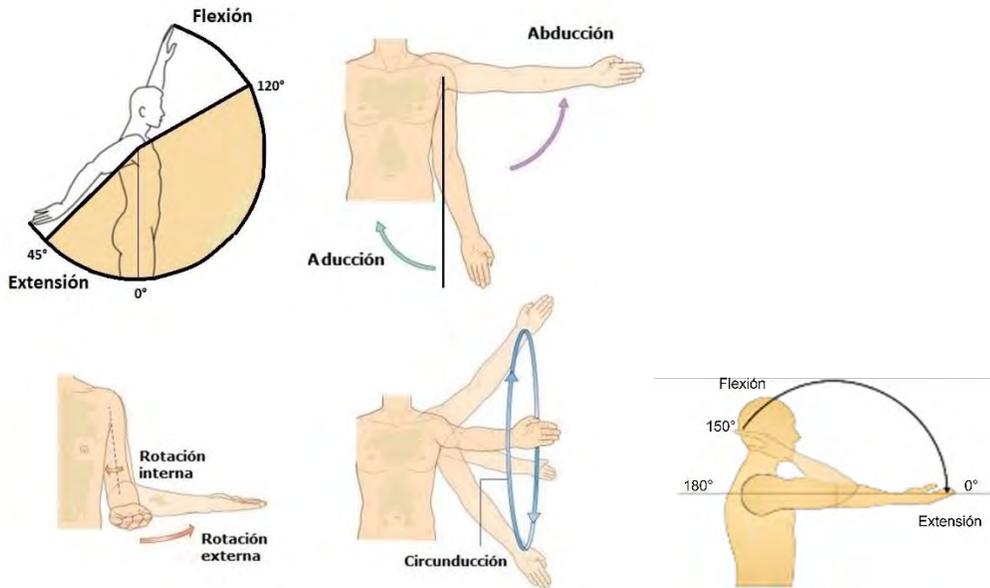


Figura 17 Rangos y movimientos del hombro y codo (Magadán et al., 2018).

Tabla 2 Valores máximos de la articulación del hombro y codo.

Ángulos máximos de articulación	
Flexión hombro	180°
Extensión hombro	50°
Aducción hombro	48°
Abducción hombro	134°
Rotación interna	34°
Rotación externa	142°
Circunducción	360°
Extensión-Flexión	150°

Durante el proceso de rehabilitación del hombro, es esencial lograr una completa amplitud de movimiento. La potenciación biocinética se ha convertido en un elemento fundamental en la mayoría de los programas de rehabilitación para el hombro. Este enfoque implica la realización de contracciones musculares máximas a velocidades constantes. Los procedimientos de entrenamiento abarcan una serie de ejercicios que incluyen abducción/aducción, flexión/extensión y rotación externa e interna del hombro. Además, las

contracciones concéntricas recíprocas pueden combinarse con otras contracciones excéntricas/concéntricas, dependiendo de las necesidades específicas del paciente.

En la rehabilitación del hombro, es común trabajar en un rango de velocidad que oscila entre 30° y 45° por segundo (Oguntosin et al., 2017). La Tabla 3 proporciona una descripción detallada de los tipos de movimientos que pueden ser ofrecidos por los dispositivos de rehabilitación. Esta variabilidad en los ejercicios y velocidades de movimiento permite una adaptación precisa a las necesidades individuales de los pacientes durante su proceso de recuperación.

Tabla 3 Tipos de movimientos.

Tipos de ejercicios terapéuticos.	
Pasivo.	Los movimientos pasivos se ejecutan mediante la acción del robot para mover las extremidades del paciente. Cuando el rehabilitador está en modo activo, se espera que el paciente mantenga una posición pasiva durante la terapia. Este enfoque de control se basa en la dirección y supervisión del robot para guiar el proceso de rehabilitación.
Activo.	Los movimientos son impulsados por el movimiento del paciente. Si el paciente está activo, el rehabilitador se deberá encontrar pasivo.
Desafío.	El robot se opone a los movimientos del paciente generando una resistencia a la fuerza aplicada por el paciente.

Nota: El modelo pasivo está basado en control de trayectorias, mientras que, en los modelos activos y desafío, la decisión de control se basa en la medición de la fuerza entre el ser humano y el exoesqueleto.

2.3 Estadísticas.

El accidente cerebrovascular (ACV) suele ser el resultado de una hemorragia o un bloqueo en los vasos sanguíneos del cerebro, lo que causa daño a las células cerebrales y puede tener consecuencias fatales. El número de personas discapacitadas debido a un ACV aumenta constantemente.

Según los datos recopilados por (Lo & Xie, 2012), se registraron casi 25,000 defunciones en México en el período comprendido entre 2011 y 2020 debido a enfermedades cerebrovasculares. Esto sitúa a las enfermedades cerebrovasculares como la séptima causa de muerte en el país, siendo la novena causa en hombres y la quinta en mujeres, según el (INEGI, 2021). La Figura 18 ilustra la tasa de defunciones por enfermedades cerebrovasculares por cada 10,000 habitantes. Estos datos subrayan la importancia de abordar de manera efectiva la prevención y rehabilitación de los pacientes afectados por ACV en México.

**Tasa de defunciones por enfermedades cerebrovasculares por cada 10 000 habitantes
Enero-Agosto (2011-2020) y cierre de año (2011-2019)**



Figura 18 Defunciones por enfermedades cerebrovasculares en México (INEGI, 2021).

Es importante destacar que los datos mencionados anteriormente provienen de pacientes que han sido registrados en hospitales debido a un ACV, sin embargo, es preocupante constatar que una parte significativa de las necesidades de rehabilitación no está siendo abordada adecuadamente. En varios países con ingresos bajos y medianos, más del 50% de las personas que requieren servicios de rehabilitación no tienen acceso a los mismos. Además, es relevante señalar que los servicios de rehabilitación se han visto afectados por la pandemia de COVID-19, lo que ha afectado aún más la situación (Organización Mundial de la Salud, 2022).

Uno de los desafíos más significativos relacionados con estos elevados números de pacientes afectados es la complejidad de lograr una recuperación completa de la movilidad en las extremidades superiores. De hecho, de cada diez pacientes, solamente tres logran una recuperación satisfactoria de su extremidad superior (Rodríguez et al., 2017).

La capacidad de recuperación y las necesidades terapéuticas de cada paciente pueden variar considerablemente, dependiendo de su nivel de movilidad y autonomía, lo que lleva a la diferenciación en cuatro niveles o etapas de recuperación, (Rodríguez et al., 2017). En el mismo estudio de 2017. Se ha observado que el 95 % de los pacientes alcanza su nivel máximo de recuperación funcional dentro de las 13 semanas después del ACV, y aproximadamente el 80 % lo logra en las primeras seis semanas. No obstante, es importante destacar que la velocidad de recuperación funcional está estrechamente relacionada con la gravedad inicial del ACV, siendo más lenta en casos de mayor severidad, lo que se traduce en un período de recuperación prolongado, como se ha observado en investigaciones previas (Moyano, 2010).

Etapas de recuperación de las extremidades superiores:

1. **Preliminar y Básica:** Se busca la recuperación primaria de la movilidad, la cual se divide en 2 fases: preliminar y básica.
 - a. Fase preliminar: En esta etapa, se centra en minimizar el impacto inicial de la enfermedad, ya sea un ictus, fracturas u otros diagnósticos médicos similares. Durante esta fase, se implementan movimientos pasivos, orientados a facilitar

la movilidad sin que el paciente tenga que realizar un esfuerzo activo. El propósito es reducir la rigidez y mejorar la circulación en las extremidades afectadas, lo que contribuye al proceso de recuperación (Rodríguez et al., 2017).

- b. Fase básica: Una vez completada la fase preliminar, se inicia la fase básica de rehabilitación. En este período, se introducen ejercicios de movimiento asistido, lo que implica que el paciente comienza a realizar movimientos de forma activa, pero con la ayuda externa de un terapeuta o mediante el uso de dispositivos específicos de rehabilitación. El enfoque principal es fortalecer los músculos y mejorar la coordinación, lo que resulta esencial para lograr una mayor movilidad y funcionalidad (Rodríguez et al., 2017).

Estas dos fases son cruciales en el proceso de recuperación, ya que proporcionan una transición gradual desde la limitación inicial de la movilidad hacia una mayor independencia y control sobre los movimientos, lo que a su vez facilita la rehabilitación exitosa de los pacientes.

2. **General:** El propósito de esta etapa es mejorar la movilidad articular y la fuerza muscular, y se dirige específicamente a pacientes que tienen un índice de Barthel que oscila entre 45 y 60 puntos. La terapia aplicada en esta fase se centra en ejercicios de movilidad articular, incorporando ambas extremidades superiores. Los ejercicios están diseñados para fortalecer los músculos, utilizando diferentes enfoques, como ejercicios con carga opuesta, tanto de manera activa como pasiva. (Rodríguez et al., 2017).
3. **Especial:** Esta fase se aplica a pacientes con un índice de Barthel que oscila entre 65 y 80 puntos. Su objetivo principal es mejorar la motricidad fina y la coordinación de las extremidades superiores. Para lograrlo, se emplean ejercicios de propiocepción, que implican la capacidad del cerebro para percibir la posición y el movimiento de las extremidades, así como tareas que requieren un alto nivel de precisión (Rodríguez et al., 2017).
4. **Consolidación:** Esta etapa está destinada a pacientes cuyo índice de Barthel se encuentra entre 85 y 100 puntos. Su objetivo principal es lograr la plena integración del paciente en su entorno y preservar su calidad de vida. Esto se logra mediante el desarrollo de la agilidad y la plasticidad a través de terapias ocupacionales (Rodríguez et al., 2017).

El índice de Barthel es una herramienta metodológica utilizada para la clasificación de la movilidad articular y la fuerza muscular en individuos.

2.4 Duración y secciones recomendadas.

Los tiempos y la cantidad de sesiones necesarias para la rehabilitación de la extremidad superior fueron determinados tras un análisis exhaustivo de la literatura y consultas con especialistas en el campo. En este proceso, se llegó a un consenso que respalda la recomendación de los tiempos presentados en la Tabla 4 como adecuados para la rehabilitación de extremidades superiores (Rodríguez et al., 2017; Soto, 2020).

Tabla 4 Etapas de terapia Rodríguez et al., (2017).

Periodo de rehabilitación por etapas.			
Duración	Etapa 1: 45 a 60 min.	Etapa 2: 45 a 90 min.	Etapa 3 y 4: 45 a 120 min.
Sesiones	2 diarias.	1 diaria.	1 diaria.

Como lo menciona (Soto, 2020), la rehabilitación desempeña un papel fundamental al implicar la manipulación y el ejercicio del cuerpo, lo que contribuye significativamente al mejor funcionamiento de las articulaciones y los músculos. Esto brinda a las personas afectadas la oportunidad de recuperar parcial o completamente la movilidad de sus extremidades. En el contexto del fortalecimiento muscular, se ha demostrado que realizar movimientos repetitivos con un mínimo de 10 a 15 repeticiones por ejercicio puede aumentar progresivamente.

De acuerdo con las recomendaciones de especialistas, la cantidad de repeticiones puede variar según el tipo de ejercicios que se implementen. Un enfoque particularmente efectivo en este sentido es el "Plan de Rehabilitación Diez de Diez", que consiste en realizar un movimiento de rehabilitación específico de la extremidad en diez repeticiones, descansar durante un breve período y repetir el ejercicio diez veces, todo dentro de un lapso de tiempo no superior a 40 minutos. Este enfoque se ha diseñado de manera que evite posibles lesiones en la extremidad, ya que es común que el proceso de rehabilitación pueda resultar agotador tanto para el paciente como para el fisioterapeuta (Soto, 2020).

2.5 Dimensionamiento Antropométrico.

Tomando en consideración la investigación de (Chaurand et al., 2007), se analizó la relación de dimensionamiento promedio de la población latina, comprendida entre las edades de 18 y 68 años, que trabaja en el sector industrial, tanto en el género masculino como en el femenino. En las Figuras 19 y 20, se presentan las medidas promedio en pulgadas de las personas de sexo femenino en México.

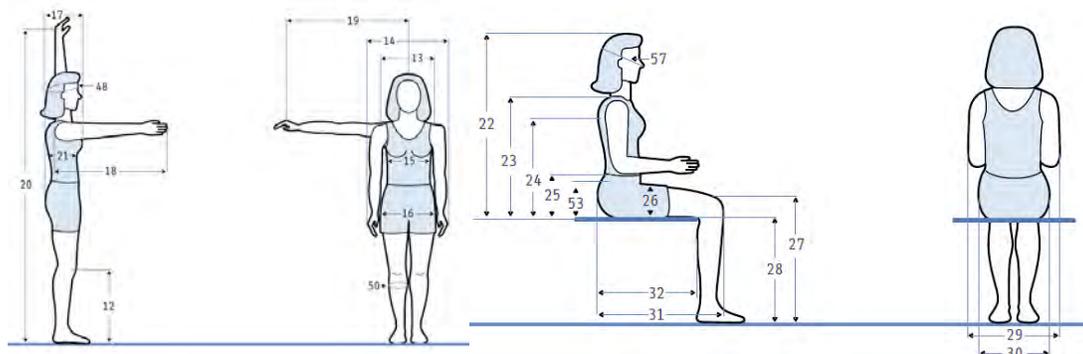


Figura 19 Población latina de 18 a los 68 años de trabajo industriales femeninos (Chaurand et al., 2007).

En la Figura 20, se presentan las medidas antropométricas promedio de un adulto latino que pertenece al grupo de trabajadores industriales y se encuentra en un rango de edad que abarca desde los 18 hasta los 68 años.

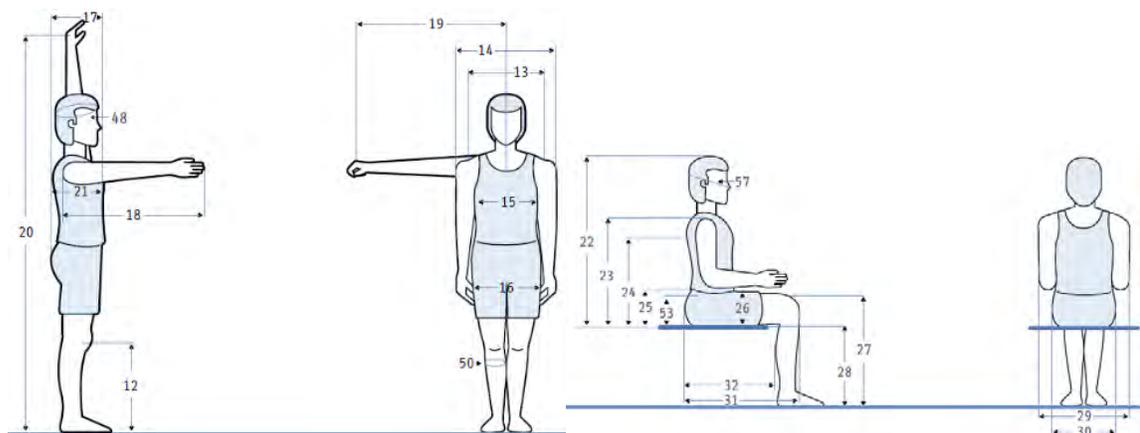


Figura 20 Población latina de 18 a los 68 años de trabajo industrial masculino (Chaurand et al., 2007).

En la Tabla 5 se presentan los torques considerados por (Broche et al., 2020) para la realización de los movimientos de la extremidad superior.

Tabla 5 Torque por articulación y segmento corporal (Broche et al., 2020).

Torque y segmentos corporales.				
Peso del paciente (Kg).	Torque Flexo-extensión hombro (N·m).	Torque Flexo-extensión codo (N·m).	Torque pronosupinación del antebrazo (N·m).	Torque rotación del brazo (N·m).
50	13,9	2,75	0,490	9,45
100	27,8	5,50	0,965	20,80

Capítulo 3. Desarrollo del Rehabilitador.

3.1 Modelado

La estructura del rehabilitador propuesta abarca una amplia gama de aspectos, que incluyen dimensiones antropométricas, movimientos de la extremidad superior, análisis de esfuerzo en el eje Y, modelos matemáticos y una descripción detallada del programa utilizado para el seguimiento de trayectorias.

Este rehabilitador ha sido diseñado para facilitar la rehabilitación del miembro superior y, en particular, para ampliar el rango de movilidad en los planos anatómicos (sagital, transversal y frontal). Su enfoque se centra en la ejecución de movimientos simples y suaves, que se asemejan a los movimientos naturales de la extremidad superior.

En la Figura 21 y 22, se presentan esquemas del rehabilitador completo y el sistema de grúa tipo puente, respectivamente. Estas imágenes ofrecen una visión detallada de las distintas partes que componen el rehabilitador, proporcionando una comprensión visual de su estructura y funcionalidad.

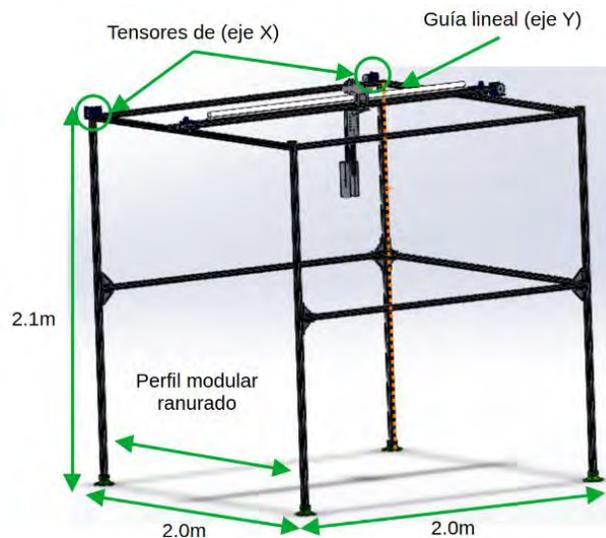


Figura 21 Esquema de prototipo propuesto.

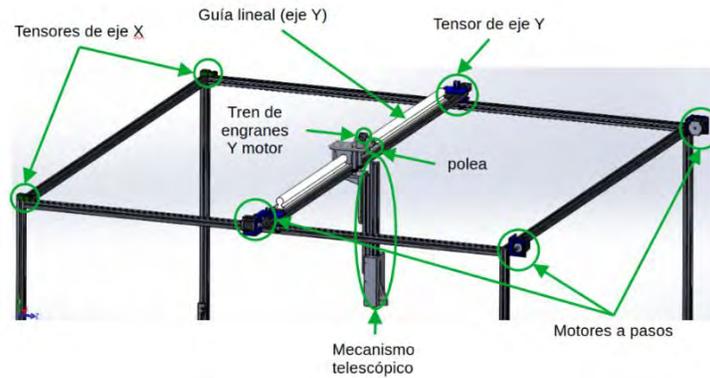


Figura 22 Esquema de componentes de grúa tipo puente.

En la Tabla 6 se muestra una pequeña descripción de los módulos que conforman el rehabilitador.

Tabla 6 Descripción de componentes del rehabilitador de cables flexibles.

Módulos del rehabilitador.	
Guías lineales	La guía lineal está ubicada en el eje Y y se desplaza a lo largo de esta guía mediante un cojinete lineal.
Carro del eje Y	El carro del eje Y consta de una base que se encuentra fijada a la guía lineal Y, junto con el motor equipado con un tren de engranajes y la base del mecanismo telescópico.
Tensores XY	Los tensores XY están ubicados en los extremos superiores del perfil de aluminio que constituye el sistema de grúa tipo puente. Para el eje X, se emplean dos tensores ubicados en perfiles diferentes que se sitúan perpendicularmente entre sí. En cambio, el tensor del eje Y se encuentra en uno de los extremos del perfil del eje Y.
Mecanismo telescópico	El mecanismo telescópico está formado por dos perfiles ranurados de aluminio de 30x30, cada uno con una longitud de 40 cm. Además, incluye una base que se utiliza para fijar el perfil y el carro del eje Y.
Carros eje X	Se emplean dos carros para el eje X, dispuestos de manera perpendicular sobre el perfil ranurado de aluminio. Estos carros se desplazan a lo largo de las ranuras del perfil, cumpliendo la función de guía gracias a sus ruedas slot.
Actuadores de ejes XY	El módulo está conformado por motores NEMA 23, una base de motor NEMA 23 fijada al perfil de aluminio y una polea dentada GT2.
Recolección de cable	El sistema de recolección del cable consta de un motor de corriente continua (CD), una caja de engranajes con una relación de 70:1 de revoluciones, una polea de Nylamid y una base de fijación al carro del eje Y.

1. Mecanismo telescópico:

En este caso específico, se emplea el mecanismo telescópico con el propósito de proporcionar una estructura rígida durante los diferentes ejercicios de rehabilitación, permitiendo aprovechar de manera eficiente el espacio vectorial disponible. Puede observarse en la Figura 23. Los mecanismos telescópicos son ampliamente utilizados en la industria debido a su capacidad de retracción (Serapid, 2017).

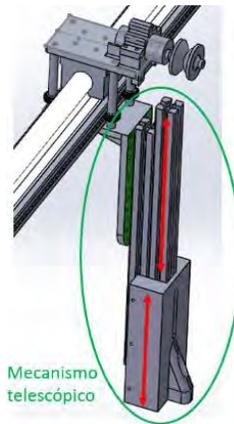


Figura 23 Modelo 3D de mecanismo telescópico.

2. Sistema de grúa tipo puente:

El sistema de grúa tipo puente es ampliamente utilizado para el levantamiento y transporte de cargas cuando la manipulación directa no es posible. Permite movimientos tanto verticales como horizontales a lo largo y ancho de las áreas de trabajo. Esta grúa tipo puente se compone de una estructura rígida formada por vigas (Perfil ranurado), en la cual una de ellas se desplaza para elevar la carga. Este sistema ofrece una eficiente capacidad de transporte de cargas utilizando el espacio disponible (Yáñez et al., 2020).

El rehabilitador desarrollado se basa en un sistema de grúa tipo puente con 3 grados de libertad (GDL) que permite realizar movimientos combinados utilizando cuatro actuadores. Este dispositivo tiene la capacidad de efectuar una variedad de movimientos horizontales en el eje X, los cuales son facilitados mediante una viga acoplada a una banda dentada. La viga, a su vez, está sujeta al componente móvil, desempeñando la función de una guía lineal.

Para lograr movimientos horizontales en el eje Y, se utiliza una banda dentada que transmite el movimiento hasta la base de la guía lineal. En la base móvil de esta guía, se encuentra un acoplamiento con una base fija que aloja un actuador horizontal. Dentro de este actuador se emplea un sistema de polea y cable para generar movimientos verticales en el eje Z. La Figura 24 ilustra estos movimientos en los tres ejes.

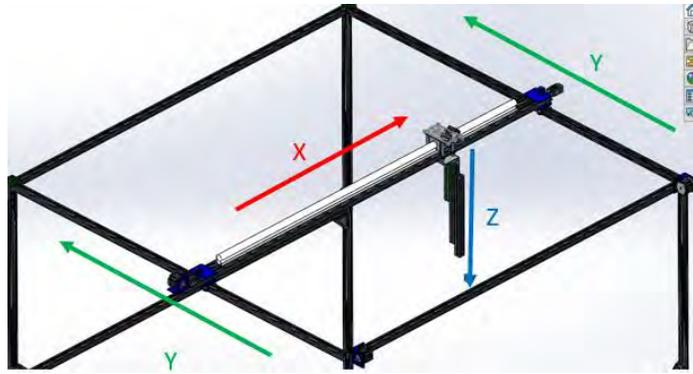


Figura 24 Movimiento de ejes en el rehabilitador.

Para transmitir el movimiento desde el rehabilitador hasta la extremidad, se emplea un grillete que conecta el cable con dicha extremidad. El control del movimiento del cable se logra mediante un motor con tren de engranajes. La programación de control numérico se encarga de definir la trayectoria y los movimientos basados en coordenadas, siendo esencial establecer las direcciones y desplazamientos de los ejes.

En este proceso, se utiliza una interfaz de usuario desarrollada en Java UGS (Universal G-code Sender) para aplicar los códigos de control numérico (CNC) que dirigen de manera directa la grúa tipo puente en los ejes X, Y y Z.

3. Buje de Sacrificio:

El buje de sacrificio empleado en el rehabilitador cumple la función de guiar el cable de acero en sus desplazamientos horizontales. Sin embargo, debido a la fricción entre el cable de acero y el buje, este último experimenta desgaste. Es importante mencionar que el buje de sacrificio presenta propiedades mecánicas interés Ver Figura 25.

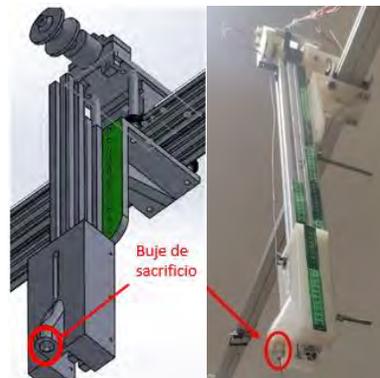


Figura 25 Buje de sacrificio Nylon.

Análisis de esfuerzos.

La estructura del rehabilitador está construida a partir de un perfil de aleación de aluminio 6063 con patilla T5. Se ha realizado un análisis de esfuerzos específicamente en el perfil del eje Y para garantizar la seguridad del usuario y verificar su capacidad para soportar las cargas

aplicadas. El punto crítico de este análisis se encuentra en la parte central del perfil, ya que es la zona más alejada de la estructura fija y, por lo tanto, la que experimenta la mayor deformación bajo carga.

El rehabilitador de miembros superiores ha sido diseñado para soportar el peso promedio de la extremidad de una persona de 70kg, que ronda en un peso de 6 kg. Se calcula la parte que podría estar sometida a los mayores esfuerzos y se llevó a cabo un análisis de fuerzas utilizando el software SolidWorks. A continuación, se utilizaron esta carga en un análisis de esfuerzos focalizado en la pieza que se considera propensa a la falla.

El esfuerzo de von-Mises se utilizó para identificar el rango de falla del material, de manera similar a cómo se evaluaría el esfuerzo en tensión uniaxial, generando la misma energía de distorsión que la combinación real de los esfuerzos aplicados. Este método se implementó para determinar el factor de seguridad de los componentes analizados.

En la simulación con el prototipo virtual. Se determinaron los esfuerzos de von-Mises en el perfil del eje Y, sujeto a fuerzas de 196,130 N, teniendo en cuenta el peso de la extremidad de 6 kg y 4 kg adicionales del mecanismo telescópico, lo que sumó una carga total de 10 Kg, pero para garantizar la seguridad del usuario se utiliza una carga de 20kgf. Para esta simulación, se utilizó una aleación de aluminio 6063 con patilla T5, que tiene una resistencia a la tensión mínima de 260 N/mm^2 . Se demostró una situación crítica en la que la carga actúa en el centro del perfil ranurado.

Los resultados se presentan en la Figura 26, donde se muestra que el esfuerzo máximo de von-Mises es de 24 MPa, con un factor de seguridad de 9,2 ($SY=9,2*24 \text{ MPa}=220,8 \text{ MPa}$). Esto indica que el perfil de aluminio ranurado no presenta riesgo alguno y puede soportar 9,2 veces la carga considerada. Puede apreciarse con mayor detalle en la Figura 26.

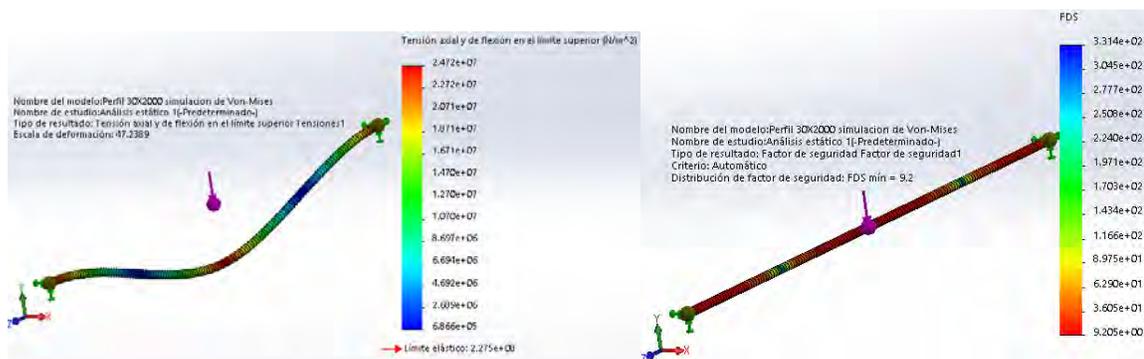


Figura 26 Del lado izquierdo de muestra el esfuerzo de von-Mises (Mpa) y del lado derecho se muestra el factor de seguridad del perfil de aluminio ($F=136.13N$).

La Figura 27 muestra el desplazamiento resultante de la fuerza de 196,130 N aplicada en la parte central de la viga del eje Y del mecanismo de rehabilitación de extremidades superiores. En esta representación visual, se observa un desplazamiento máximo de 4,23 mm.

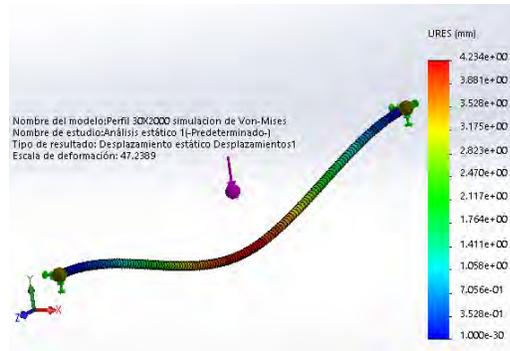


Figura 27 Desplazamiento de perfil de aluminio en mm.

3.2 Experimentación

El propósito fundamental de la visión por computadora es otorgar a los sistemas artificiales, como las computadoras, la capacidad de percibir y comprender su entorno físico externo. Esta habilidad les permite tomar medidas precisas y tomar decisiones adecuadas en función de la información visual adquirida. Las aplicaciones de visión por computadora resultan particularmente útiles en tareas como el seguimiento de objetos, logrando esto a través de un proceso llamado segmentación de imágenes. Esta técnica consiste en dividir una imagen en regiones significativas, agrupándolas previamente según características comunes, como colores y formas (Veliz & Jean, 2019).

Para obtener información sobre la posición de las diferentes partes del brazo en el dispositivo de rehabilitación, se ha desarrollado un programa en Java. Este programa utiliza la librería OpenCV para llevar a cabo el seguimiento de uno o varios marcadores colocados en el dispositivo de rehabilitación, capturando y analizando datos de vídeo en tiempo real.

1. Iluminación y escáner:

La escena experimental involucró a un sujeto de pruebas que utilizó el dispositivo de rehabilitación. Este sujeto se mantuvo inmobilizado en una silla, mientras que una de sus extremidades fue movida por el rehabilitador. Con el propósito de rastrear la posición y el movimiento del brazo, se utilizaron marcadores de color blanco, concretamente, un triángulo y un cuadrado de papel. Se le pidió al sujeto de pruebas que vistiera ropa de color oscuro para garantizar un alto contraste con los marcadores.

Para minimizar posibles interferencias en el algoritmo de seguimiento, se tomó especial cuidado en cubrir cualquier otro objeto de tonalidades claras que pudiera ser detectado erróneamente por el sistema (como las partes metálicas de la máquina). La iluminación empleada consistió en la luz ambiente proporcionada por las lámparas de las instalaciones, sin la incorporación de fuentes de iluminación adicionales.

Se llevaron a cabo una serie de movimientos previamente definidos, los cuales se ejecutaron a tres velocidades distintas: rápida, media y alta. La velocidad de estos movimientos fue

controlada mediante la configuración del código G para los motores a pasos y el valor del PWM suministrado al motor de la polea.

2. Formación de imagen:

El dispositivo empleado para la captura de imágenes fue un teléfono celular de la marca Xiaomi, específicamente el modelo Redmi Note 9. Este dispositivo cuenta con una cámara trasera de $\frac{1}{2}$ pulgada y un campo de visión de 79.4°. Se capturaron los fotogramas a una resolución de 1280x720 píxeles a una tasa de 30 cuadros por segundo (FPS).

El programa de visión por computadora utiliza archivos con extensión .avi y se emplea el códec MJPEG. Los videos fueron sometidos a un proceso previo de procesamiento y edición antes de ejecutar el programa de visión, con el fin de garantizar su correcto funcionamiento y facilitar la obtención de resultados precisos.

Para segmentar los vídeos y delimitar cada experimento de manera independiente, se utilizó el software LosslessCut. Cada uno de estos segmentos corresponde a uno de los movimientos realizados en el estudio. Por cada tipo de movimiento, se obtuvieron tres videos distintos, uno para cada velocidad evaluada. Posteriormente, cada vídeo se redimensionó para tener una longitud máxima de 320 píxeles, lo que contribuyó a reducir el tiempo de procesamiento.

Cuando el software de visión por computadora no reconoce adecuadamente alguna de las marcas registradas o no se registra su ubicación de manera precisa, se generaron manualmente variantes de video con las marcas corregidas. Esto se llevó a cabo mediante el uso del software Kdenlive, y se centró únicamente en los momentos en los que se detectan errores o ruido en los resultados obtenidos.

5. Preprocesamiento de imagen:

El proceso inicial en el tratamiento de los registros de vídeo implicó la conversión de estos a escala de grises. Para cada video, se ajustaron los parámetros de brillo y contraste según las condiciones de iluminación específicas con el propósito de oscurecer la escena. Esta modificación tenía como objetivo facilitar la identificación de los marcadores por parte del algoritmo en entornos de baja luminosidad. Este procedimiento se llevó a cabo con el fin de reducir el ruido que podría surgir al detectar los bordes de otros objetos en la imagen, evitando posibles confusiones con los marcadores. Puede observarse este proceso en la Figura 28.



Figura 28 Modificación parámetros de brillo y contraste para filtrar elementos no deseados dejando solo las marcas.

6. Segmentación:

La segmentación se efectúa mediante una máscara binaria que está definida por el usuario. El programa permite al usuario dibujar sobre el video y designar píxeles como blancos o negros en función de sus preferencias. Una vez que la máscara ha sido definida, se genera un fotograma con las mismas dimensiones que el fotograma original, pero este nuevo cuadro está completamente lleno de color negro. Luego, se ejecuta una operación AND entre el fotograma negro y el fotograma original, utilizando la máscara del usuario como parámetro.

Esta operación tiene como resultado la asignación de color negro a todas las áreas de la imagen que el usuario previamente había marcado en blanco en la máscara. En contraste, las áreas que permanecían en negro en la máscara no sufrieron cambios en la imagen procesada. El propósito de este procedimiento es definir la región de interés y excluir cualquier área fuera de esta región para identificar los contornos. La etapa de segmentación se lleva a cabo después de aplicar el algoritmo de detección de bordes. Esto se puede apreciar en las Figuras 29, 30 y 31.



Figura 29 Imagen procesada.



Figura 30 Máscara utilizada para fotograma negro y blancos.



Figura 31 Máscara sobre puesta sobre la imagen procesada utilizando la operación AND en los pixeles para la ubicación de la imagen.

9. Interpretación:

Una vez obtenida la imagen con los bordes detectados y aplicada la máscara, se utiliza la función **“findContours”** de OpenCV. Esta función emplea el algoritmo de Suzuki y devuelve una lista que contiene los contornos identificados en la imagen. Cada contorno se almacena como un vector de puntos (Doxygen, 2019).

Luego, se aplicó la función **“approxPolyDP”** de OpenCV, que utiliza el algoritmo de Douglas-Peucker para simplificar cada uno de los contornos de la lista, reduciendo así la cantidad de puntos. Este algoritmo busca aproximar cada curva mediante una curva similar, pero con menos puntos, y la calidad de la aproximación se define mediante un umbral de error ϵ (Doxygen, 2019).

Una vez simplificado el contorno, se utiliza la función **“boundingRect”** en el contorno simplificado. Esta función devuelve un rectángulo que cierra los límites del contorno. Puedes apreciar este proceso en la Figura 32.



Figura 32 Del lado izquierdo se muestra la imagen procesada y a la derecha los contornos encontrados.

En esta etapa, el programa brinda al usuario la oportunidad de ingresar dos conjuntos de parámetros de búsqueda para definir la posición tanto de la figura cuadrada como de la figura triangular. Estos parámetros incluyen la cantidad de vértices del polígono simplificado y los valores máximo y mínimo de tamaño. El primer conjunto de parámetros compara el contorno simplificado en busca de una coincidencia exacta en la cantidad de vértices, mientras que el segundo y tercer conjunto verifica que el ancho y la altura del contorno estén dentro del rango establecido por los valores mínimo y máximo.

Si los criterios no coinciden con la figura cuadrada, el programa intentará aplicar los mismos criterios a la figura triangular. Una vez que se encuentra una coincidencia con alguno de los criterios, se registra como la primera coincidencia tanto para la figura cuadrada como para la figura triangular.

Para ambas figuras, si se detecta al menos una coincidencia en el fotograma, se utiliza la función “**momentos**” de OpenCV, la cual calcula todos los momentos de la imagen hasta el tercer orden de un polígono (Doxygen, 2019). Estos momentos se emplean posteriormente para determinar el centro del polígono. Las coordenadas de este centro se registran en la memoria del programa. En caso de que no se pueda identificar alguna de las figuras en un fotograma específico, las coordenadas X e Y para esa figura no se actualizan, es decir, se mantiene el mismo valor calculado en el fotograma anterior.

Además, se brinda la opción de desactivar la búsqueda de una de las dos cifras y utilizar un punto fijo para los cálculos. Esta opción resulta útil en situaciones en las que resulta complicado rastrear una de las marcas durante ciertos movimientos.

3.3 Modelos matemáticos de ejercicios de rehabilitación.

3.3.1 Flexión del codo.

En esta sección, se exponen los resultados teóricos obtenidos tras abordar cinco ejercicios destinados a la rehabilitación de las extremidades superiores. Uno de estos ejercicios cruciales es la flexión del codo, una técnica ampliamente empleada en la recuperación de la articulación. Este ejercicio implica apoyar el antebrazo en un soporte fijo y llevar la muñeca hacia el cuerpo, flexionando el codo en un ángulo de 90° , como se ilustra en la Figura 33 (Valenciana, 2020).



Figura 33 Movimiento de flexión de codo.

En este contexto, la flexión del codo se clasifica como un movimiento puro, lo que limita su desplazamiento a dos ejes específicos. La ecuación de cierre de circuito que se emplea se encuentra representada en la Figura 34, donde se observa un circuito cerrado compuesto por tres eslabones: R_1 , R_2 y R_3 . En este problema, se considera que tanto R_2 como R_3 mantienen su magnitud constante sin experimentar cambios.

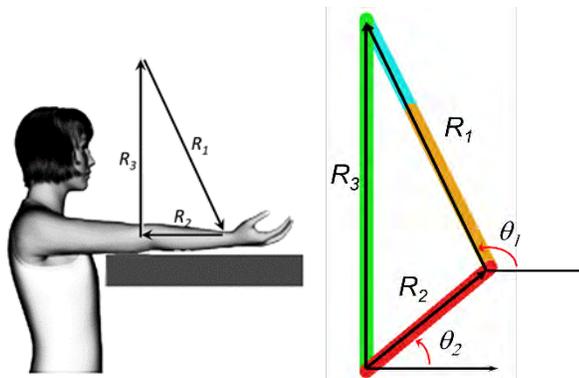


Figura 34 Representación de cierre de circuito para flexión del codo.

La ecuación de cierre de circuito, que se presenta en la Figura 34, se utiliza para calcular el ángulo de flexión del codo a medida que el antebrazo se flexiona. En este escenario específico, el sistema de cable y polea está en movimiento, y el cable se desplaza solo hacia arriba (a lo largo del eje Z). El terapeuta de rehabilitación se posiciona por encima de la articulación del

codo, lo que minimiza la combinación de ejes y permite realizar movimientos, como se ilustra en la Figura 35.

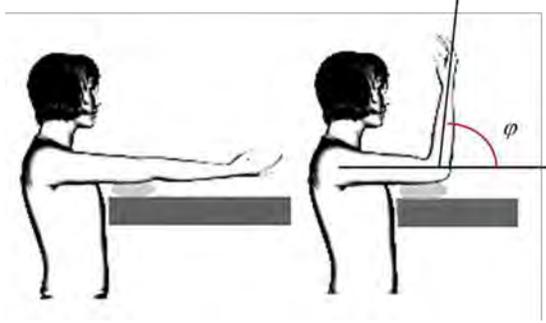


Figura 35 Representación del movimiento de flexión de codo.

De acuerdo a la Figura 34, los datos conocidos incluyen la magnitud de todos los eslabones: R_3 representa la longitud constante de la articulación al rehabilitador, R_2 es la longitud del antebrazo, y R_1 es la longitud del cable, la cual varía en función de la posición en la extremidad durante el ejercicio de rehabilitación. Además, se tiene que θ_3 es constante y vale 90° . Lo que queda por determinar son los valores de θ_1 y θ_2 , que corresponden a los ángulos del cable y del codo, respectivamente. La Figura 35 ilustra el ángulo de flexión del codo.

$$R_1 + R_2 = R_3 \quad (1)$$

Representación en forma compleja:

$$r_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} = r_3 e^{j\theta_3} \quad (2)$$

Utilizando la fórmula de Euler ($re^{j\theta} = r\cos\theta + jr\sin\theta$) para separar la parte real e imaginaria, considerando los datos conocidos se obtiene:

$$r_1 \cos \theta_1 + r_2 \cos \theta_2 = 0 \quad (3)$$

$$r_1 \sin \theta_1 + r_2 \sin \theta_2 = r_3 \quad (4)$$

Después de una manipulación algebraica, se tiene que:

$$\theta_1 = \arccos\left(-\frac{r_2}{r_1} \cos \theta_2\right) \quad (5)$$

$$\theta_2 = \arcsin\left(\frac{-r_1^2 + r_2^2 + r_3^2}{2r_2 r_3}\right) \quad (6)$$

Para el análisis cinemático de velocidad de flexión del antebrazo, se deriva la ecuación 2, considerando que r_1 es variable, y r_3 es constante, queda de la siguiente forma:

$$r_1 e^{j\theta_1} (j\dot{\theta}_1) + \dot{r}_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} (j\dot{\theta}_2) = 0 \quad (7)$$

Haciendo un cambio de variables $\dot{\theta}_1 = \omega_1, \dot{\theta}_2 = \omega_2$:

$$r_1 e^{j\theta_1} (j\omega_1) + \dot{r}_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} (j\omega_2) = 0 \quad (8)$$

Separando en su parte real y parte imaginaria:

$$-r_1 \omega_1 \sin \theta_1 + \dot{r}_1 \cos \theta_1 - r_2 \omega_2 \sin \theta_2 = 0 \quad (9)$$

$$r_1 \omega_1 \cos \theta_1 + \dot{r}_1 \sin \theta_1 + r_2 \omega_2 \cos \theta_2 = 0 \quad (10)$$

Después de una manipulación algebraica, se tiene que:

$$\omega_1 \equiv \frac{-(\dot{r}_1 \sin \theta_1 \pm r_2 \omega_2 \cos \theta_2)}{r_1 \cos \theta_1} \quad (11)$$

$$\omega_2 \equiv \frac{-\dot{r}_1 (\cos \theta_1 \pm \sin \theta_1 \tan \theta_1)}{r_2 (\cos \theta_2 \tan \theta_1 \mp \sin \theta_2)} \quad (12)$$

Realizando el mismo procedimiento para el análisis cinemático de aceleración, se deriva la ecuación 7, se separa en su parte real e imaginaria y se obtienen las aceleraciones para $\gamma_1 = \ddot{\theta}_1, \gamma_2 = \ddot{\theta}_2$:

$$\gamma_2 = \frac{-2\dot{r}_1 \omega_1 \sin \theta_1 - r_1 \gamma_1 \sin \theta_1 - r_1 \omega_1^2 \cos \theta_1 + \dot{r}_2 \cos \theta_1 - r_2 \omega_2^2 \cos \theta_2}{r_2 \sin \theta_2} \quad (13)$$

$$\gamma_1 = \frac{-2\dot{r}_1 \omega_1 \cos \theta_1 + r_1 \omega_1^2 \sin \theta_1 - \ddot{r}_1 \sin \theta_1 + r_2 \omega_2^2 \sin \theta_2 - x_1 \cot \theta_2}{r_1 (\cos \theta_1 - \sin \theta_1 \cot \theta_2)} \quad (14)$$

$$x_1 = -2\dot{r}_1 \omega_1 \sin \theta_1 - r_1 \omega_1^2 \cos \theta_1 + \ddot{r}_1 \cos \theta_1 - r_2 \omega_2^2 \cos \theta_2$$

Es importante mencionar que, para el movimiento mostrado en la Figura 33, el procedimiento de análisis es similar. Las ecuaciones solo deben de considerar los datos conocidos. Para subir el cable y levantar la carga (brazo del usuario), se adoptó un polinomio de Bézier interpolado entre la posición inicial (t_0, z_0) y la posición final (t_f, z_f) del cable. La trayectoria de posición deseada viene dada por:

$$z^*(t) = \begin{cases} z_0 & t \leq t_0 \\ z_0 - (z_f - z_0)\sigma & t_0 < t < t_f \\ z_f & t > t_f \end{cases} \quad (15)$$

$$\sigma(t, t_0, t_f) = \Delta^2 (3 - 2\Delta), \quad \Delta = \frac{t - t_0}{t_f - t_0}$$

Donde Z_0 y Z_f son las posiciones iniciales y finales deseadas, de modo que la cuerda flexible comience desde una posición inicial y se desplaza a una posición final con un cambio suave. Para este caso se consideró que:

$$(z_0, z_f) = (0, 0.25m), \quad (t_0, t_f) = (0, 5s) \quad (16)$$

3.3.2 Rotación externa del codo.

La rotación externa del codo implica posicionar el antebrazo a la altura del hombro, utilizando un soporte para mantener el antebrazo elevado y permitir que el codo tenga libertad de movimiento. El objetivo de este ejercicio de rehabilitación es mover la extremidad en un arco semicircular que va desde 0° hasta 110° , ajustándose según la capacidad del paciente y las indicaciones precisas del fisioterapeuta (Contreras et al., 2010). Consulta la Figura 36 para una representación visual.

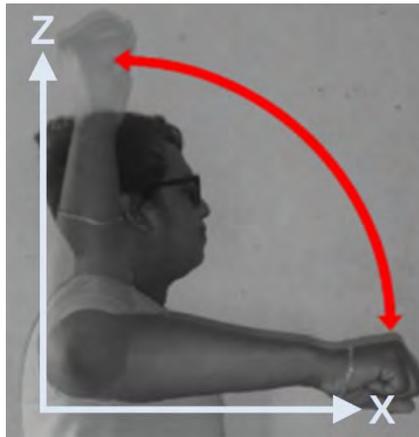


Figura 36 Esquema de rotación externa de codo.

Por otro lado, en este tipo de movimiento, se limita al uso exclusivo del eje z. A pesar de que sería posible realizar este movimiento de manera más compleja, involucrando un mayor número de grados de libertad, en este caso específico se opta por emplear solo un eje con el objetivo de simplificar la cinemática del movimiento.

La ecuación que describe la cinemática para el cierre del circuito en la rotación externa del codo del antebrazo se obtiene a partir de la Figura 37, donde se muestran los vectores R_1 , R_2 y R_3 , representando los eslabones considerados en este ejercicio de rehabilitación.

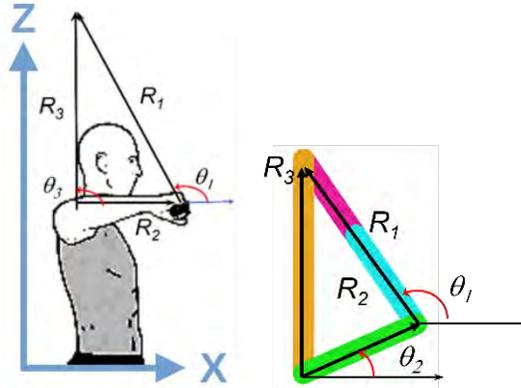


Figura 37 Representación de cierre de circuito para movimientos de rotación externa en hombro.

Para calcular el ángulo del codo durante la rotación del antebrazo, se deben considerar diversos parámetros, ya que la mano se encuentra sujeta mediante un guante con un sujetador al cable. Para este propósito, se emplea la ecuación de cierre de circuito que se presenta en la Figura 37. En este escenario, se supone que el conjunto de cable y polea se mantiene estático en el punto de intersección de los vectores R_3 y R_1 . En este punto, el cable del eje Z se moverá únicamente en sentido antihorario durante la rotación interna del hombro.

En la Figura 37, se pueden identificar los datos conocidos, que incluyen la longitud de todos los eslabones (donde R_3 es la longitud de la articulación hacia el rehabilitador y se mantiene constante, R_2 es la longitud del antebrazo, y R_1 es la longitud conocida del cable, cuya magnitud varía según la posición en la extremidad durante el ejercicio de rehabilitación). Además, se conoce que $\theta_3 = 90^\circ$ y permanece constante, mientras que los ángulos θ_1 y θ_2 , correspondientes al ángulo del cable y al ángulo del codo, respectivamente, deben ser determinados.

Tomando en consideración la Figura 37, se utiliza la siguiente ecuación de lazo vectorial para el mecanismo de tres eslabones, que se expresa como:

$$R_1 + R_2 = R_3 \quad (17)$$

Representación en forma compleja:

$$r_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} = r_3 e^{j\theta_3} \quad (18)$$

Utilizando la fórmula de Euler ($re^{j\theta} = r\cos\theta + jr\sin\theta$) para separar la parte real e imaginaria, y, considerando los datos, se obtiene lo siguiente:

$$r_1 \cos \theta_1 + r_2 \cos \theta_2 = 0 \quad (19)$$

$$r_1 \sin \theta_1 + r_2 \sin \theta_2 = r_3 \quad (20)$$

Después de una manipulación algebraica, se tiene que:

$$\theta_1 = \arccos\left(-\frac{r_2}{r_1} \cos \theta_2\right) \quad (21)$$

Resolver para θ_2 , acomodando los valores algebraicamente se tiene que:

$$\theta_2 = \arcsin\left(\frac{-r_1^2 + r_2^2 + r_3^2}{2r_2r_3}\right) \quad (22)$$

Para el análisis cinemático de velocidad de la rotación del antebrazo, se deriva la ecuación 18, considerando que r_1 es variable, junto con θ_1 y θ_2 :

$$r_1 e^{j\theta_1} (j\dot{\theta}_1) + \dot{r}_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} (j\dot{\theta}_2) = 0 \quad (23)$$

Haciendo un cambio de variables: $\dot{\theta}_1 = \omega_1, \dot{\theta}_2 = \omega_2$

$$r_1 e^{j\theta_1} (j\omega_1) + \dot{r}_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} (j\omega_2) = 0 \quad (24)$$

Separando en su parte real y parte imaginaria:

$$-r_1 \omega_1 \sin \theta_1 + \dot{r}_1 \cos \theta_1 - r_2 \omega_2 \sin \theta_2 = 0 \quad (25)$$

$$r_1 \omega_1 \cos \theta_1 + \dot{r}_1 \sin \theta_1 + r_2 \omega_2 \cos \theta_2 = 0 \quad (26)$$

Después de una manipulación algebraica, se tiene que:

$$\omega_1 = \frac{-(\dot{r}_1 \sin \theta_1 + r_2 \omega_2 \cos \theta_2)}{r_1 \cos \theta_1} \quad (27)$$

$$\omega_2 = \frac{-\dot{r}_1 (\cos \theta_1 + \sin \theta_1 \tan \theta_1)}{r_2 (\cos \theta_2 \tan \theta_1 - \sin \theta_2)} \quad (28)$$

Realizando el mismo procedimiento para el análisis cinemático de aceleración, se deriva la ecuación 23, se separa en su parte real e imaginaria y se obtienen las aceleraciones para $\gamma_1 = \ddot{\theta}_1, \gamma_2 = \ddot{\theta}_2$:

$$\gamma_2 = \frac{-2\dot{r}_1 \omega_1 \sin \theta_1 - r_1 \gamma_1 \sin \theta_1 - r_1 \omega_1^2 \cos \theta_1 + \dot{r}_2 \cos \theta_1 - r_2 \omega_2^2 \cos \theta_2}{r_2 \sin \theta_2} \quad (29)$$

$$\gamma_1 = \frac{-2\dot{r}_1 \omega_1 \cos \theta_1 + r_1 \omega_1^2 \sin \theta_1 - \dot{r}_1 \sin \theta_1 + r_2 \omega_2^2 \sin \theta_2 - x_1 \cot \theta_2}{r_1 (\cos \theta_1 - \sin \theta_1 \cot \theta_2)} \quad (30)$$

$$x_1 = -2\dot{r}_1 \omega_1 \sin \theta_1 - r_1 \omega_1^2 \cos \theta_1 + \dot{r}_1 \cos \theta_1 - r_2 \omega_2^2 \cos \theta_2$$

3.3.3 Extensión de hombro.

Los movimientos de extensión se llevan a cabo en el plano sagital, alrededor de un eje transversal. La extensión es un movimiento de corto alcance que abarca desde 0° hasta 45° , donde el brazo se posiciona en una posición erguida y completamente extendida, moviéndose hacia atrás en un patrón semicircular (Fisioterapia, 2012). Consulta la Figura 38 para una representación visual.



Figura 38 Esquema de extensión de hombro.

Igualmente, en este movimiento se utiliza exclusivamente el eje z. A pesar de que es factible realizarlo con movimientos más complejos que involucran múltiples grados de libertad, en esta situación particular se elige emplear un solo eje para simplificar la cinemática del movimiento. La Figura 39 muestra el cierre del circuito para la extensión del hombro, en la que se representan los vectores R_1 , R_2 y R_3 , correspondientes a los eslabones considerados en este circuito.

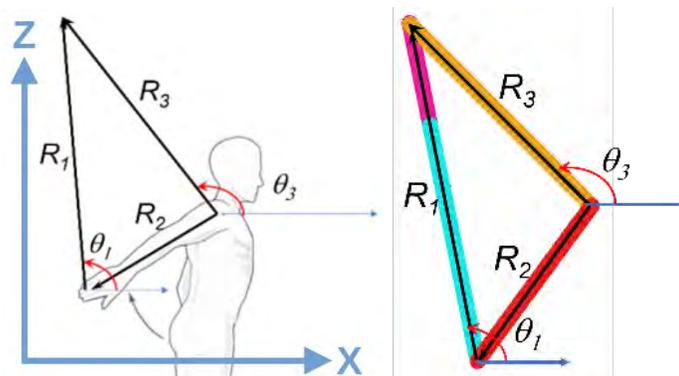


Figura 39 Representación de cierre de circuito para movimiento extensión de hombro.

Para calcular el ángulo del hombro durante la rotación del antebrazo en la Figura 39, se deben tener en cuenta varios parámetros. Es necesario que la mano esté sujeta mediante un guante con un sujetador al cable. Para este propósito, se utiliza la ecuación de cierre de circuito que se muestra en la Figura 39, teniendo en cuenta que el conjunto de cable y polea permanece inmóvil en las direcciones X e Y, y que el movimiento se limita a la elevación del cable. en el eje Z.

Al observar la Figura 39, se puede identificar que los datos conocidos son las magnitudes de todos los eslabones (donde R_3 representa la longitud de la articulación hacia el rehabilitador, que permanece constante en todo momento, R_2 es la longitud de la extremidad superior, y R_1 es la longitud conocida del cable, cuya magnitud varía según la posición en la extremidad durante el ejercicio de rehabilitación). Además, se sabe que θ_3 es constante, mientras que los ángulos θ_1 y θ_2 , correspondientes a los ángulos del cable y del codo, respectivamente, deben ser determinados.

Teniendo en cuenta la Figura 39, se utiliza la siguiente ecuación de cierre del circuito para el mecanismo de tres eslabones, que se expresa como:

$$R_1 + R_2 = R_3 \quad (31)$$

Representación de forma compleja:

$$r_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} = r_3 e^{j\theta_3} \quad (32)$$

Datos conocidos:

$$r_2 = 48 \text{ cm}, \quad r_3 = 64 \text{ cm}, \quad \theta_3 = 135^\circ$$

En el caso de θ_2 se conoce el ángulo en su posición inicial, $\theta_2 = 270^\circ$.

Utilizando la ley de cosenos para determinar r_1 :

$$r_1 = \sqrt{(48)^2 + (64)^2 - 2(48)(64)\cos(135^\circ)} = 103.65 \text{ cm} \quad (33)$$

Utilizando la fórmula de Euler ($re^{j\theta} = r\cos\theta + jr\sin\theta$) para separar la parte real e imaginaria:

$$r_1 (\cos\theta_1 + jr_1 \sin\theta_1) + r_2 (\cos\theta_2 + jr_2 \sin\theta_2) = r_3 (\cos\theta_3 + jr_3 \sin\theta_3) \quad (34)$$

Separando en sus partes reales e imaginarias:

Parte Real:

$$r_1 \cos\theta_1 + r_2 \cos\theta_2 = r_3 \cos\theta_3 \quad (35)$$

Parte Imaginaria:

$$r_1 \sin\theta_1 + r_2 \sin\theta_2 = r_3 \sin\theta_3 \quad (36)$$

Considerando que θ_3 es constante, y después de una manipulación algebraica para encontrar θ_2 se obtiene que:

$$\theta_2 = \arccos\left(\frac{r_3 \cos \theta_3 - r_1 \cos \theta_1}{r_2}\right) \quad (37)$$

Sustituimos θ_2 en ecuación 35 para encontrar θ_1 la ecuación queda como:

$$\theta_1 = \theta_3 - \arccos\left(\frac{r_1^2 + r_3^2 - r_2^2}{2r_1r_3}\right) \quad (38)$$

Para el análisis cinemático de velocidad de extensión de hombro, se deriva la ecuación 32, considerando que R_1 es variable, junto con θ_1 y θ_2 :

$$r_1 e^{j\theta_1} (j\dot{\theta}_1) + \dot{r}_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} (j\dot{\theta}_2) = 0 \quad (39)$$

Se separan en parte real e imaginaria y se sustituyen variables obteniendo las ecuaciones siguientes para la velocidad:

$$\omega_1 \equiv \frac{-(\dot{r}_1 \sin \theta_1 + r_2 \omega_2 \cos \theta_2)}{r_1 \cos \theta_1} \quad (40)$$

$$\omega_2 = \frac{-\dot{r}_1 (\cos \theta_1 + \sin \theta_1 \tan \theta_1)}{r_2 (\cos \theta_2 \tan \theta_1 - \sin \theta_2)} \quad (41)$$

Por otro lado, para obtener las ecuaciones de aceleración se deriva la ecuación 39 por segunda ocasión:

$$r_1 e^{j\theta_1} (j\ddot{\theta}_1) + \dot{r}_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} (j\ddot{\theta}_2) = 0 \quad (42)$$

$$\dot{r}_1 e^{j\theta_1} (j\dot{\theta}_1) + \ddot{r}_1 e^{j\theta_1} + \dot{r}_1 e^{j\theta_1} (j\dot{\theta}_1)^2 + \dot{r}_1 e^{j\theta_1} (j\dot{\theta}_1) + \ddot{r}_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} (j\dot{\theta}_2)^2 + r_2 e^{j\theta_2} (j\ddot{\theta}_2) = 0$$

Se separan en parte real e imaginaria y se sustituyen variables para obtener las ecuaciones de aceleración:

$$\gamma_2 = \frac{-2\dot{r}_1 \omega_1 \sin \theta_1 - r_1 \gamma_1 \sin \theta_1 - r_1 \omega_1^2 \cos \theta_1 + \ddot{r}_1 \cos \theta_1 - r_2 \omega_2^2 \cos \theta_2}{r_2 \sin \theta_2} \quad (43)$$

$$\gamma_1 = \frac{-2\dot{r}_1 \omega_1 \cos \theta_1 + \ddot{r}_1 \omega_1^2 \sin \theta_1 - r_1 \sin \theta_1 + r_2 \omega_2^2 \sin \theta_2 - (-2\dot{r}_1 \omega_1 \sin \theta_1 - r_1 \omega_1^2 \cos \theta_1 + \ddot{r}_1 \cos \theta_1 - r_2 \omega_2^2 \cos \theta_2) \cot \theta_2}{r_1 (\cos \theta_1 - \sin \theta_1 \cot \theta_2)} \quad (44)$$

3.3.4 Abducción lateral.

En el ejercicio de abducción lateral, el movimiento comienza desde una posición cercana al torso y se extiende lateralmente, abarcando un rango de ángulo que va desde 0° hasta 180°. En esta situación específica, se emplea una férula de fijación en el codo para restringir el movimiento articular, lo que simplifica la ecuación de cierre de circuito al considerar la extremidad superior como un único eslabón (Fisioterapia, 2012). Ver Figura 40.

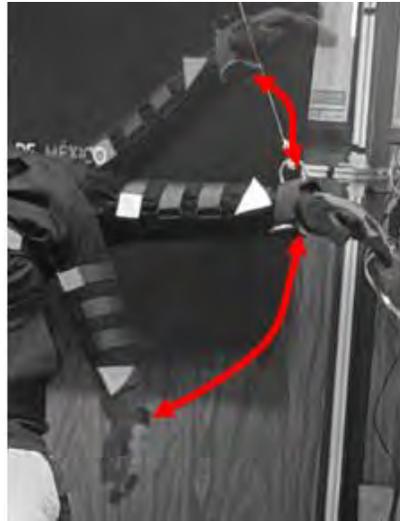


Figura 40 Movimiento de Abducción lateral.

A continuación, se presenta la ecuación de cierre de circuito para la abducción lateral. En este cálculo, se utiliza exclusivamente el eje Z para simplificar la ecuación de cierre de circuito en la Figura 41. Los datos conocidos incluyen las magnitudes de todos los eslabones, donde R_3 representa la longitud de la articulación hacia el rehabilitador, que se mantiene constante en todo momento, R_2 es la longitud de la extremidad superior y R_1 es la longitud conocida del cable, cuya magnitud varía según la posición en la extremidad durante el ejercicio de rehabilitación. Además, θ_3 permanece constante, mientras que los ángulos θ_1 y θ_2 , correspondientes a los ángulos del cable y del hombro, respectivamente, deben ser determinados.

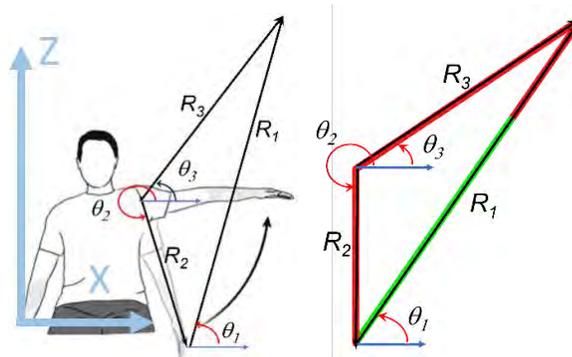


Figura 41 Representación de cierre de circuito de abducción lateral.

A continuación, se muestra la ecuación de cierre de circuito donde se plantea una ecuación representada por un mecanismo de tres barras:

$$R_1 + R_2 = R_3 \tag{45}$$

Representación de forma compleja:

$$r_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} = r_3 e^{j\theta_3} \quad (46)$$

Datos conocidos:

$$r_3 = 75 \text{ cm}, r_2 = 48 \text{ cm}$$

Datos por conocer θ_2 y θ_3 :

$$r_1 = \sqrt{(48)^2 + (75)^2 - 2(48)(75)\cos(123.69^\circ)} = 109.19 \text{ cm} \quad (47)$$

En forma cartesiana donde $r e^{j\theta} = (r \cos \theta + j r \sin \theta)$:

$$r_1 (\cos \theta_1 + j \sin \theta_1) + r_2 (\cos \theta_2 + j \sin \theta_2) = r_3 (\cos \theta_3 + j \sin \theta_3) \quad (48)$$

Separación de parte real e imaginaria:

$$r_1 \cos \theta_1 + r_2 \cos \theta_2 = r_3 \cos \theta_3 \quad (49)$$

$$r_1 \sin \theta_1 + r_2 \sin \theta_2 = r_3 \sin \theta_3 \quad (50)$$

Despejando de la ecuación 49, parte real, θ_3 :

$$\theta_3 = \arccos \left(\frac{r_1 \cos \theta_1 + r_2 \cos \theta_2}{r_3} \right) \quad (51)$$

Sustituyendo en la ecuación 49 parte imaginaria:

$$\theta_2 = -\arccos \left(\frac{r_1^2 + r_2^2 - r_3^2}{-2r_1 r_2} \right) - \theta_1 \quad (52)$$

La posición queda de la siguiente manera:

$$\theta_2 = -\arccos \left(-\frac{r_1^2 + r_2^2 - r_3^2}{2r_1 r_2} \right) - \theta_1 \quad (53)$$

$$\theta_3 = \arccos \left(\frac{r_1 \cos \theta_1 + r_2 \cos \theta_2}{r_3} \right)$$

Para el análisis cinemático de velocidad de abducción lateral, se deriva la ecuación 46, considerando que r_1 es constante, r_3 es variable, la ecuación queda de la siguiente forma:

$$r_1 e^{j\theta_1} (j\dot{\theta}_1) + \dot{r}_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} (j\dot{\theta}_2) = 0 \quad (54)$$

Sé parando en parte real e imaginaria y se sustituyen variables $\dot{\theta}_1 = \omega_1, \dot{\theta}_2 = \omega_2$, obteniendo las ecuaciones siguientes para la velocidad:

$$\omega_1 = \frac{(\dot{r}_3 \sin \theta_3 + r_2 \omega_2 \cos \theta_2)}{r_3 \cos \theta_3} \quad (55)$$

$$\omega_2 = \frac{\dot{r}_3 (\cos \theta_3 + \sin \theta_3 \tan \theta_2)}{r_2 (\cos \theta_2 \tan \theta_3 - \sin \theta_2)} \quad (56)$$

Para obtener la aceleración se realiza el mismo procedimiento en el análisis cinemático de aceleración, derivando la ecuación 54. Quedando de la siguiente manera:

$$r_2 e^{j\theta_2} (j\dot{\theta}_2) = r_3 e^{j\theta_3} (j\dot{\theta}_3) + \dot{r}_3 e^{j\theta_3} \quad (57)$$

$$r_2 e^{j\theta_2} (j\dot{\theta}_2)^2 + r_2 e^{j\theta_2} (j\ddot{\theta}_2) = r_3 e^{j\theta_3} (j\dot{\theta}_3) + r_3 e^{j\theta_3} (j\ddot{\theta}_3) + r_3 e^{j\theta_3} (j\dot{\theta}_3)^2 + \dot{r}_3 e^{j\theta_3} (j\dot{\theta}_3) + r_3 e^{j\theta_3}$$

Posteriormente de obtener la ecuación de aceleración se realizan pasos similares, dividiendo la parte real e imaginaria, resolviendo para γ_2 y γ_3 respectivamente obteniendo los siguientes resultados:

$$\gamma_2 = \frac{-r_2 \omega_2^2 \cos \theta_2 2\dot{r}_3 \omega_3 \sin \theta_3 + r_3 \gamma_3 \sin \theta_3 + r_3 \omega_3^2 \cos \theta_3 - \ddot{r}_3 \cos \theta_3}{r_2 \sin \theta_2} \quad (58)$$

$$\gamma_3 = \frac{-2r_3 \omega_3 \cos \theta_3 + r_3 \omega_3^2 \sin \theta_3 - r_3 \sin \theta_3 - r_2 \omega_2^2 \sin \theta_2 + (-2r_3 \omega_3 \sin \theta_3 - r_3 \omega_3^2 \cos \theta_3 + r_3 \cos \theta_3 - r_2 \omega_2^2 \cos \theta_2) \cot \theta_2}{r_3 \cos \theta_3} \quad (59)$$

3.3.5 Flexión de codo con diferentes grados de flexión de hombro.

La rehabilitación que implica la flexión del codo con diferentes grados de flexión del hombro comienza con la extremidad posicionada al costado del torso. A partir de ahí, se inicia el movimiento en el plano sagital sin oponer ninguna resistencia, como se ilustra en la Figura 42. A lo largo de este movimiento, se observan diversos grados de flexión del codo acompañados de diferentes grados de flexión del hombro. A continuación, se proporciona una explicación de dos puntos clave en este proceso:

AB) El objetivo es alcanzar el punto AB, tal como se muestra en la Figura 42. En este punto, se comienza desde la posición junto al torso, extendiendo el brazo hacia adelante hasta un ángulo de 90° , sin aplicar resistencia alguna, permitiendo que el brazo se eleve.

CD) Este punto se encuentra en la mitad de la trayectoria o movimiento, donde se espera que el ángulo sea de 90° y se proyecta llegar a un ángulo de 135° (Flexión de codo con diferentes flexiones de hombro, 2021).



Figura 42 Representación de movimiento flexión de codo con diferentes grados de flexión de hombro.

En este ejercicio en particular, se presenta una situación en la que hay más incógnitas que datos disponibles. No obstante, debido a la naturaleza de los puntos de inicio y final, es posible resolver la ecuación para estos puntos específicos. En el punto inicial, el brazo se encuentra completamente extendido o en reposo, donde el brazo y el antebrazo se consideran como un solo eslabón en el punto de partida. Se abordará este ejercicio como si fuera un mecanismo de tres eslabones. Consulta la Figura 43 para una representación visual.

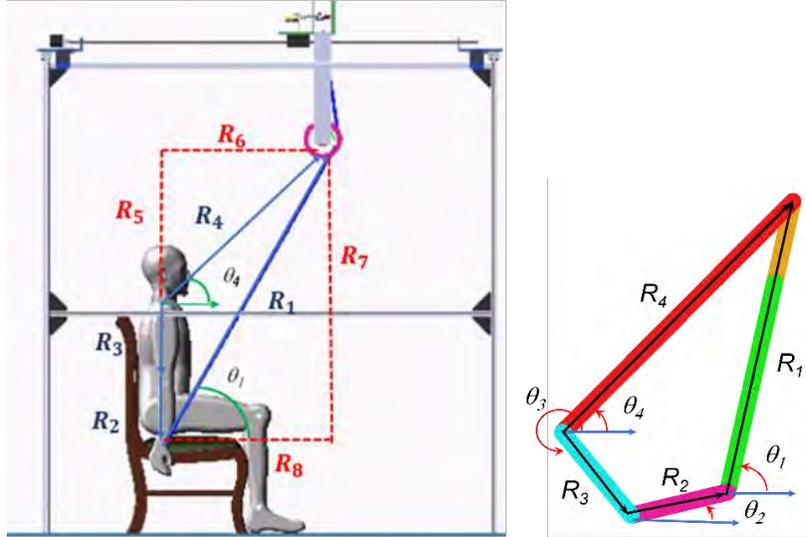


Figura 43 Posición inicial de múltiples ángulos en hombro y codo, del lado izquierdo es la representación el cierre de circuito del ejercicio.

Tomando en cuenta la posición de inicio de la Figura 43, se obtiene la siguiente ecuación:

$$R_2 + R_3 + R_4 = R_1 \tag{60}$$

Representación en forma compleja:

$$r_2 e^{j\theta_2} + r_3 e^{j\theta_3} + r_4 e^{j\theta_4} = r_1 e^{j\theta_1} \tag{61}$$

Datos conocidos:

$$r_2 = 25\text{cm}, r_3 = 23\text{cm}, r_4 = 75\text{cm}, r_5 = 70\text{cm}, r_6 = 40\text{cm}, \quad r_7 = \Sigma r_5 + r_3 + r_2 = 118\text{cm},$$

$$r_8 = r_6 = 40\text{cm}, \theta_3 = -90^\circ, \theta_2 = -90^\circ.$$

Datos por conocer:

$$\theta_1, \theta_4, r_1$$

Utilizando la ley de senos para encontrar $\theta_4^{Externo}$:

$$\theta_4^{Externo} = \arcsin\left(\frac{r_5 \sin \theta_5}{r_4}\right) \tag{62}$$

Aplicando razones trigonométricas para encontrar los ángulos restantes θ_1 :

$$\theta_1 = \arcsin\left(\frac{r_7 \sin \theta_7}{r_1}\right) \tag{63}$$

Se expresa de forma cartesiana $(r_2 \cos \theta_2 + j r_2 \sin \theta_2) + (r_3 \cos \theta_3 + j r_3 \sin \theta_3) + (r_4 \cos \theta_4 + j r_4 \sin \theta_4) = r_1 (\cos \theta_1 + j \sin \theta_1)$:

$$r_2 (\cos \theta_2 + j \sin \theta_2) + r_3 (\cos \theta_3 + j \sin \theta_3) + r_4 (\cos \theta_4 + j \sin \theta_4) = r_1 (\cos \theta_1 + j \sin \theta_1) \tag{64}$$

Separando en su parte real e imaginaria:

Parte Real:

$$r_2 \cos \theta_2 + r_3 \cos \theta_3 + r_4 \cos \theta_4 = r_1 \cos \theta_1 \tag{65}$$

Parte Imaginaria:

$$r_1 \sin \theta_1 + r_2 \sin \theta_2 + r_3 \sin \theta_3 + r_4 \sin \theta_4 = 0 \tag{66}$$

En la Figura 44, se utiliza el punto final del movimiento como referencia para resolver el mecanismo. De manera similar, se trata el brazo y el antebrazo como un único eslabón, abordando así este problema como un mecanismo de tres eslabones.

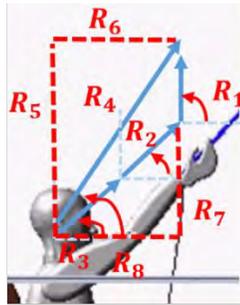


Figura 44 Posición final de múltiples ángulos en hombro y codo.

Ecuación de cierre de circuito punto final:

$$R_2 + R_3 + R_4 = R_1 \tag{67}$$

Se expresa en forma compleja:

$$r_2 e^{j\theta_2} + r_3 e^{j\theta_3} + r_4 e^{j\theta_4} = r_1 e^{j\theta_1} \tag{68}$$

Datos conocidos:

$$r_2 = 25\text{cm}, r_3 = 23\text{cm}, r_4 = 75\text{cm}, r_5 = 70\text{cm}, r_6 = 40\text{cm}, r_8 = r_6 = 40\text{cm}, \theta_2 = \theta_3, \theta_1 = 90$$

Aplicando la ley de senos y cosenos queda de la siguiente manera:

$$\theta_7 = \arcsin\left(\frac{r_8 \sin 90^\circ}{r_2 + r_3}\right) \tag{69}$$

$$\theta_7 = \arcsin\left(\frac{40 \sin 90^\circ}{48}\right)$$

$$\theta_3 + \theta_7 + 90^\circ = 180^\circ$$

$$\theta_7 = 56.44^\circ \tag{70}$$

Hallando la distancia de r_7 :

$$r_7 = \frac{r_2 + r_3 \sin \theta_3}{\sin 90} \quad (71)$$

Es posible determinar, a θ_4 : $r_7 = 26.52 \text{ cm}$

$$\theta_7 = \arcsin \left(\frac{r_8 \sin 90^\circ}{r_4} \right) \quad (72)$$

$$\theta_7 = \arcsin \left(\frac{40 \sin 90^\circ}{\theta_4 + \theta_7 + 90^\circ = 180^\circ} \right) \quad (73)$$

$$\theta_7 = 180^\circ - \theta_4 - 90^\circ$$

Ahora solo falta encontrar el valor de la cuerda, la cual queda expresada de la siguiente forma:

$$r_1 = \left(\frac{r_4 \sin \theta_4}{\sin 90} \right) - r_7 \quad (74)$$

Capítulo 4. Discusión de resultados.

4.1 Análisis de flexión del codo.

A lo largo del capítulo 5 se presenta los resultados de simulación bajo el ambiente MSC Adams® View y los resultados obtenidos de las pruebas experimentales de rehabilitado, el objetivo es la comparación de la simulación y los resultados experimentales para validar el funcionamiento del diseño de la máquina cabe mencionar que no se realiza la comparación de los resultados experimentales debí a que las medidas antropométricas de los pacientes difieren de las medidas propuestas en la simulación.

La Figura 45 exhibe un gráfico de los datos simulados de la posición angular de 0° a 80° en el eje vertical y en el eje vertical se exhibe en un periodo de tiempo de 15 segundos para el movimiento de rehabilitación, donde desde el segundo cero se muestra un cambio d angular de la extremidad subiendo de forma lineal alcanzando en un periodo de ocho segundos el ángulo más alto posterior a eso bajade forma lineal llegando en un periodo de quince segundos.

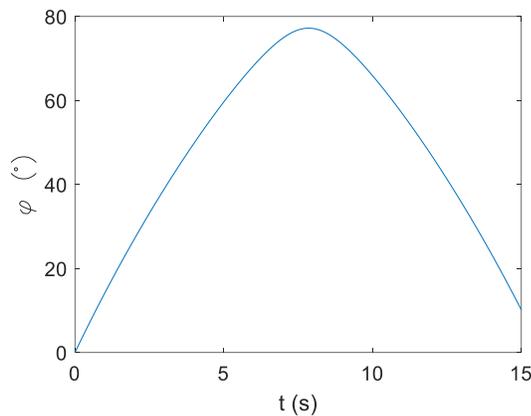


Figura 45 Gráfica de posición angular de 0° a 80° simulación MSC Adams.

En la Figura 46, se presenta la posición angular de la extremidad de forma experimental en donde se presentan tres ciclos de la flexión del codo en donde a partir del segundo dieciocho comienza de ángulo cero subiendo de forma lineal hasta el segundo veintidós llegando hasta noventa grados manteniendo esa posición en un periodo de dos segundos y posterior a eso dependiendo en el segundo veinticuatro hasta el segundo cuarenta y cinco repitiéndose el ciclo de la rehabilitación en periodos similares llegando al punto mínimos y máximos de la posición angular.

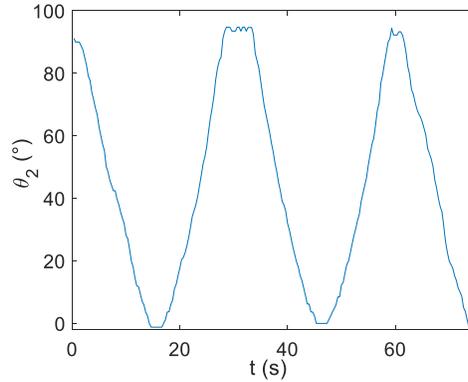


Figura 46 Posición angular de flexión de codo experimental.

Después de obtener la posición angular de flexión del codo en la Figura 46, se procede a analizar el comportamiento de la velocidad angular tanto experimentalmente como a través de simulación. En la Figura 47, se presentan la simulación de la velocidad los datos experimentales se indican como $\dot{\phi}$, en donde se muestra los datos de velocidad de forma vertical en la gráfica por otro lado en forma horizontal se muestra los datos conforme al tiempo, donde el segundo cero comienza con una velocidad de quince posterior a esto descende de forma lineal hasta un periodo de seis segundos llegado a una velocidad de ocho segundos dependiendo de forma forzada llegando a valores negativos cabe mencionar que se detiene en valores de cinco negativo esto ocurre en el periodo de cambio de dirección de la extremidad a partir de segundo ocho continua descendiendo a valores de quince negativo llegando y en este punto se repite de nuevo el ciclo, en esta grafica solo se muestra un movimiento de este ejercicio

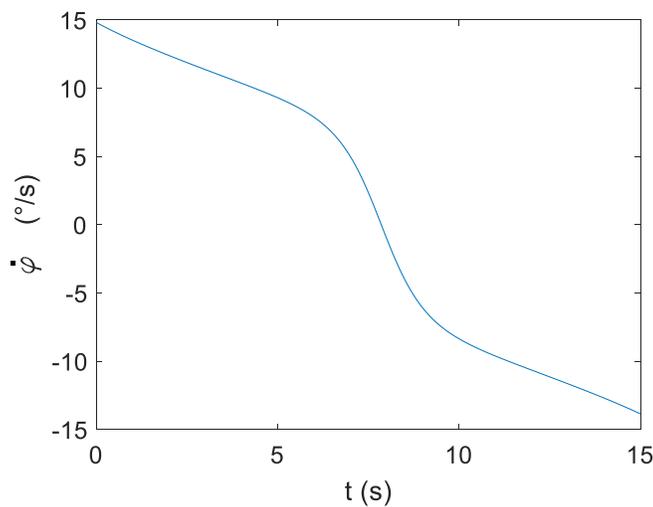


Figura 47 Velocidad angular de flexión de codo, simulación en MSC Adams®.

La Figura 48 presenta una gráfica que surge de los datos tomados de forma experimental donde se muestra el lado vertical en la columna de datos la velocidad angular y del lado horizontal se muestran datos con respecto al tiempo, donde en los primeros segundos se

muestra picos de quince negativos debido a que se tiene que romper la inercia de la extremidad para comenzar a mover ocurriendo solo una vez en el arranque del ejercicio en el segundo diez llega a valores de quince negativo terminando si ciclo posterior a esto en el segundo quince al veinte comienza a hacendar llegando a valores de cero en su velocidad angular a partir del segundo veinte al segundo veinte uno se precipita la subida de velocidad debido a que en este punto ocurre el cabio de dirección de la extremidad del segundo veinte uno al segundo veinte cinco llega a su velocidad máxima de quince repitiéndose el mismo ciclo dos veces más mostrando los mismo resultados cabe mencionar que en esta grafica se aplica serie de filtros para obtener resultados con menor ruido considerando la agresividad del filtro y el grado del polinomio en Matlab para obtener datos con el mínimo ruido posible.

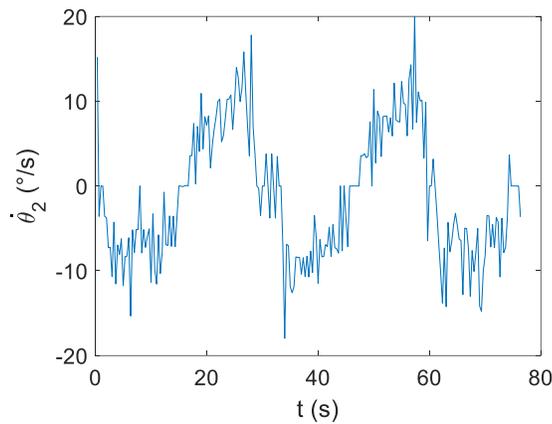


Figura 48 Velocidad angular experimental de flexión de codo.

En la Figura 49, se presenta la aceleración de simulación. Inicialmente, los datos simulados representados por la letra $\ddot{\varphi}$, en esta grafica los datos horizontales presentan la aceleración angular y el lado horizontal se muestra con respecto al tiempo respectivamente la gráfica en los primeros cinco segundos la aceleración se mantiene valores acercados a cero después de este periodo de cinco al ocho se muestra un cambio de datos tendiendo a valores negativos donde llegando al segundo ocho muestra el valor mínimo de aceleración angular dando valores de siete negativo después de esto del segundo ocho al diez se precipita a valores cercanos acero estos cambio bruscos depende del cambio de dirección de la extremidad tratando de frenar y continuar con el movimiento de forma contante debido a esto los valores de la aceleración tiende a cero.

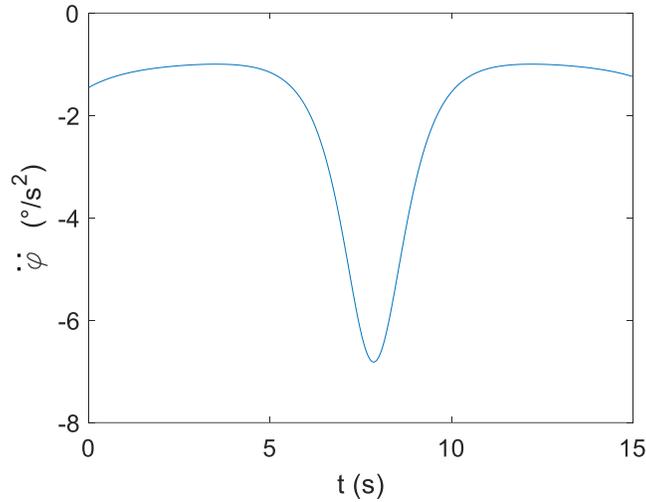


Figura 49 Aceleración de flexión de codo, simulación en MSC Adams®.

En la Figura 50, se presenta la aceleración la cual se obtiene a partir de los datos experimentales representado por $\ddot{\theta}_2$ cabe mencionar que en estas grafica se muestran tres ciclos de la aceleración donde se observan picos en todo el periodo de la simulación, en estar grafica en específico se realizador diferentes grados de polinomio y deferentes grados de agresividad en el filtrado en el programa de Matlab dando como resultado esta grafica donde se observa que los filtrados de Matlab muestra limitación al momento de realizar los filtrados llegando al punto de no aportar resultados gráficos de mejor.

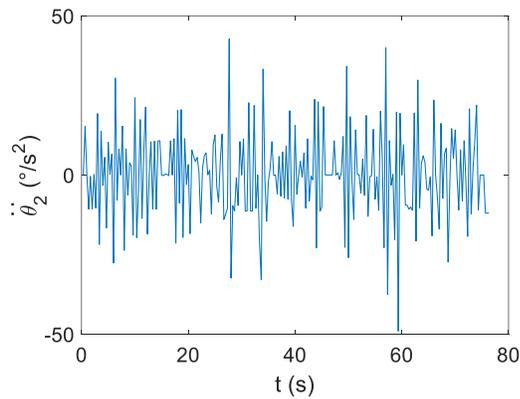


Figura 50 Aceleración de flexión de codo experimental.

En la Figura 51, se presenta una simulación realizada en MSC Adams®. que ilustra el proceso de flexión del codo, desde su posición inicial hasta la final segmentada en cinco movimientos.

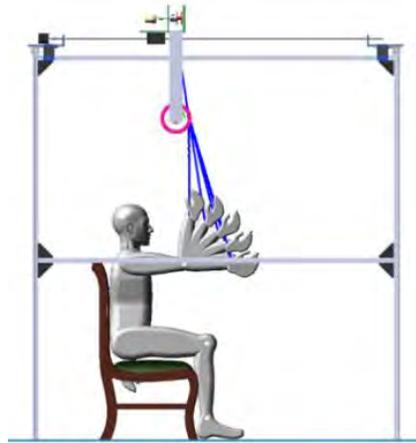


Figura 51 Diferentes posiciones de flexión del codo.

En contraste, en la Figura 52 se representa el desplazamiento en los ejes XY en centímetros. En esta gráfica, el punto de color rojo representa la articulación del codo, la cual debería permanecer fija ya que transmite el movimiento al antebrazo, representado por los puntos azules. El patrón de desplazamiento de estos puntos azules se asemeja a un arco, similar al movimiento generado en la simulación de la Figura 51.

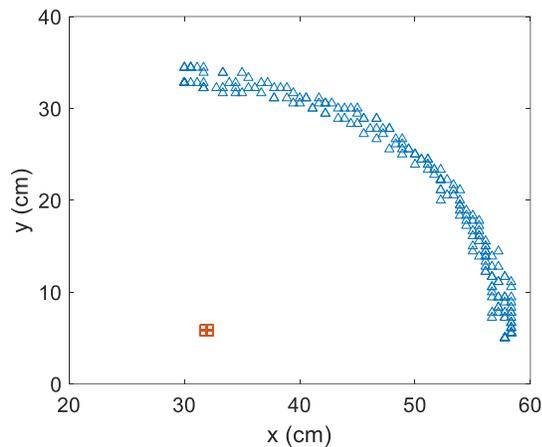


Figura 52 Gráfica de posición angular de 0° a 80° experimental.

Finalmente, en la Figura 53 se representa la distancia del cable simulado en *MSC Adams*®, a cubrir un período de quince segundos y variando en distancia desde treinta centímetros hasta cincuenta y cinco centímetros.

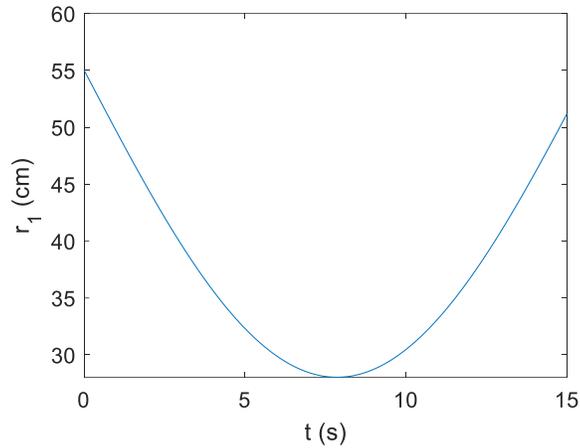


Figura 53 Distancia del cable de flexión de codo Simulación MSC Adams®.

4.2 Análisis de rehabilitación en rotación externa del codo.

La Figura 54 presenta una gráfica de rotación externa del codo en un entorno de simulación realizada con MSC Adams®. Donde se muestran los ángulos de la extremidad en el periodo de un ciclo donde me muestra los valores angulares durante el periodo del ejercicio en la Figura 50 se muestran los datos angulares de forma vertical y del lado horizontal se muestra el periodo con forme el tiempo de treinta y cinco segundos , donde del segundo cero al quince se muestra valores angulares ascendentes de forma lineal llegando a valores máximos de ochenta grados posterior a esto del segundo quince al segundo treintaicinco se muestra valores descendentes de forma lineal llegando a valores de cero completando un ciclo de este ejercicio.

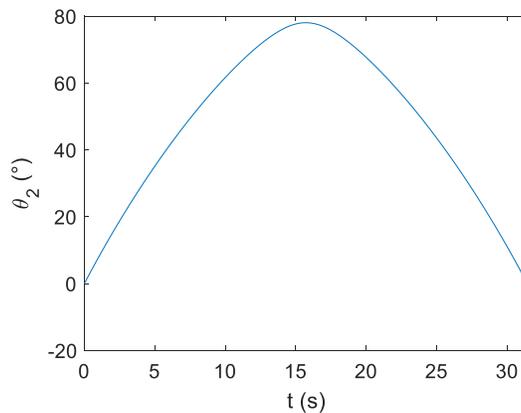


Figura 54 Gráfica de simulación de ángulo de rotación externa de codo.

En la Figura 55, se presenta una representación gráfica de los datos experimentales donde me muestra valores angulares en los datos verticales y horizontales datos respecto al tiempo respectivamente mostrando cinco ciclos en un periodo de cien segundos partiendo de valores de cero llegando a valores angulares máximo de sesenta y bajando a valores de veinte negativos esto se debe a una mala postura del paciente en el periodo de la rehabilitación.

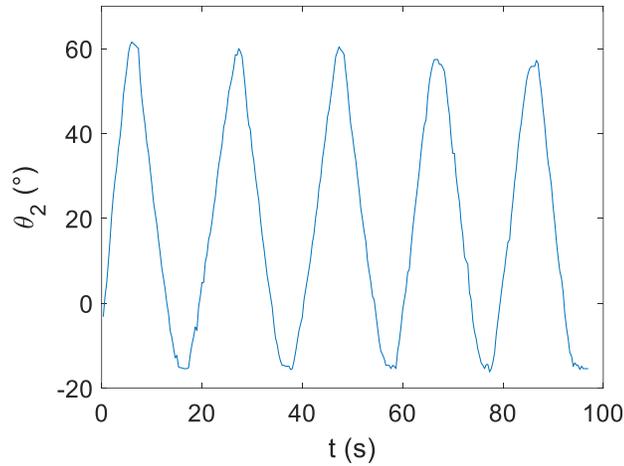


Figura 55 Gráfica de resultados experimentales del ángulo de rotación.

En la Figura 56, se presentan datos de velocidad angular obtenidos de la simulación. se identifican con la letra $\dot{\theta}_2$, en esta grafica se muestra el comportamiento de la de velocidad angular de in ciclo iniciando con valores de ocho debido a que se tiene que romper la inercia de la extremidad para moverlo esto solo ocurriendo solo al principio del segundo cero al diez se muestra el descenso de la velocidad de forma lineal en el segundo diez al segundo veinte se precipita el comportamiento de la extremidad debido a que en este periodo ocurre el cambio de dirección de la extremidad dando como resultado ese comportamiento del segundo veinte al segundo treinta y cinco se muestra valores de diez negativos donde se muestra un descenso lineal debido a que en este punto intenta detener la extremidad para regresar a su punto de partida.

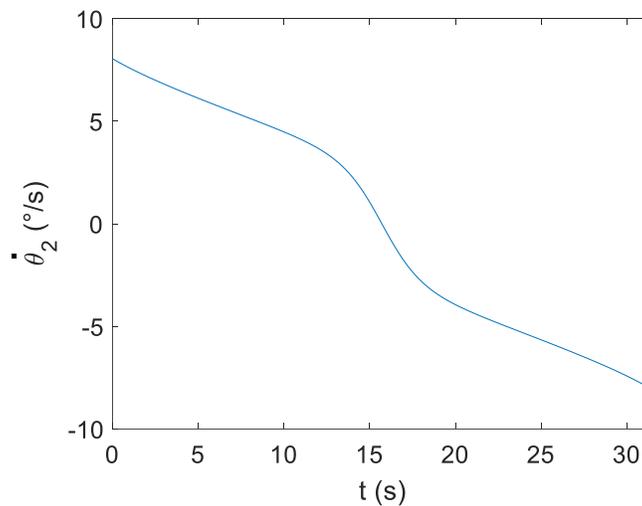


Figura 56 Gráfica de simulación de velocidad angular de rotación externa de codo.

En la Figura 57, se exhibe la velocidad angular utilizando de referencia los datos experimentales. En este caso particular, se muestra cinco ciclos de rehabilitación de la extremidad mostrando una gráfica sinusoidal de cinco picos máximos y cinco picos de valores

mínimos de valores de quince tanto valores positivos como negativos en un periodo de tiempo de cien segundos. Cabe resaltar que a estos datos experimentales se le aplico un filtro adicional por parte de Matlab en donde se aplica la agresividad del filtro y el grado de polinomio mostrando.

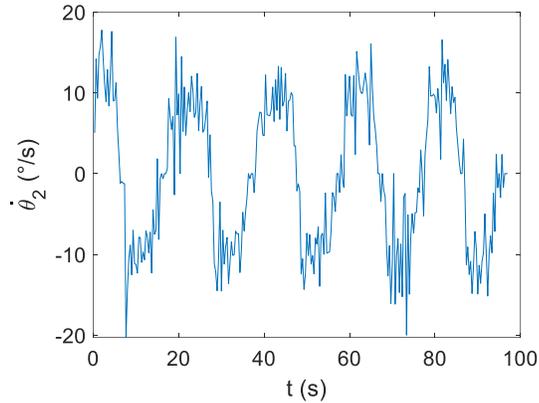


Figura 57 Gráfica de velocidad experimental de rotación externa de codo.

En la Figura 58, se ilustra el comportamiento de la aceleración en los datos obtenidos mediante simulación, que se presentan en color azul y se representan con $\ddot{\theta}_2$. Durante el período inicial, que abarca hasta los diez segundos, los datos experimentales exhiben una estabilidad con pequeñas variaciones cercanas a cero posterior al segundo diez al veinte se muestra un comportamiento precipitándose a datos de valores de dos negativo esto se debe a que en este periodo la aceleración angular cambia de dirección tratando de detener la extremidad y regresando a valores donde se continúe el movimiento de la extremidad tendiendo a valores de cero en este periodo posterior a esto del segundo veinte al segundo treinta y cinco se muestra valores tendiendo a cero.

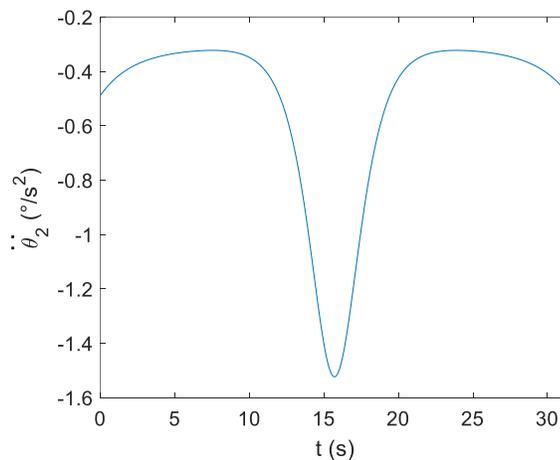


Figura 58 Gráfica de simulación de aceleración de rotación externa de codo.

En la Figura 59, se exhibe la aceleración. En esta gráfica, se presentan valores tanto negativos como positivos, donde se observa diferentes valores de picos más altos estos picos son en

relación a la cantidad de cinco ciclos de este ejercicio de rehabilitación dando valores combinado de sesenta positivo y negativos respectivamente, anteriormente mencionado a estas graficas experimentales se aplica filtro derivado de la agresividad del filtro y el grado de polinomio en donde se llega a un punto donde ya no aporoto filtros considerables a la gráfica obteniendo este resultado de cinco ciclos en un periodo de cien segundos.

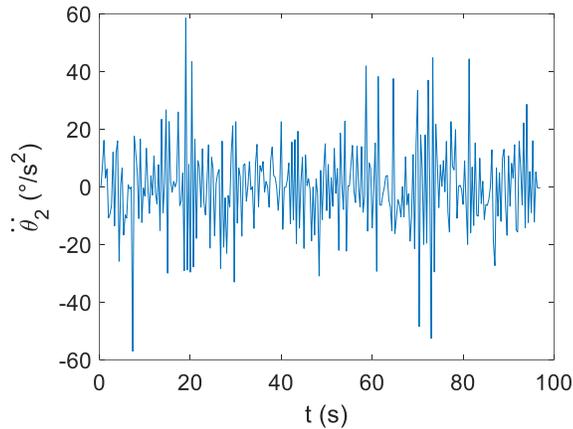


Figura 59 Gráfica experimental de aceleración angular de rotación externa de codo.

A pesar de esta no posición ideal en el ejercicio de rehabilitación, el rehabilitador logra realizar el movimiento de manera que se abarque el rango completo de amplitud requerido en el ejercicio. Ver Figura 60.

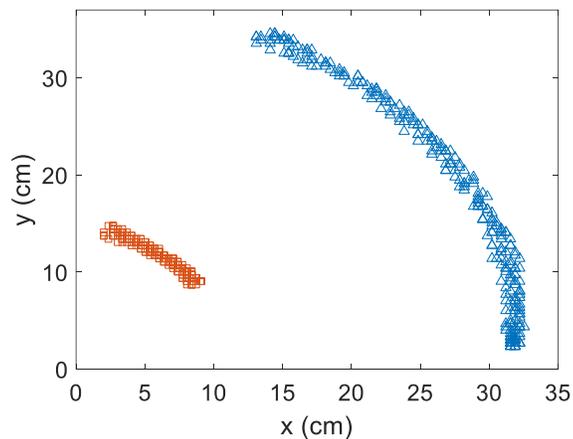


Figura 60 Gráfica de posición angular de rotación externa experimental.

En la Figura 61, se presenta la representación de la distancia del cable simulada en *MSC Adams*[®]. Esta representación abarca un período de 30 segundos y muestra una variación de distancia desde 45 hasta 20 centímetros.

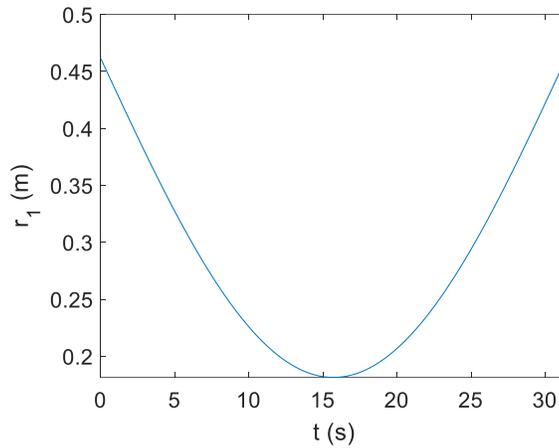


Figura 61 Gráfica de simulación de distancia de cuerda en rotación externa.

Finalmente, en la Figura 62 se presenta una gráfica generada mediante software de visión por computadora. Esta gráfica abarca un período de 100 segundos y muestra 5 ciclos, con una distancia máxima de 30 centímetros. Es importante destacar que esta distancia tiene una diferencia de 5 centímetros en comparación con la representada en la Figura 61.

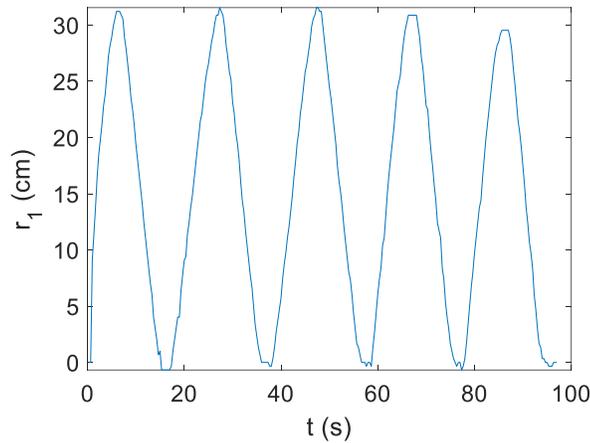


Figura 62 Gráfica de distancia de cuerda experimental en rotación externa.

4.3 Análisis de rehabilitación en extensión de hombro.

En la Figura 63, se presentan datos simulados obtenidos a través de MSC Adams®. Los datos simulados se representan en color azul y están indicados mediante el símbolo θ_2 ,

En los primeros cinco segundos, se observa un cambio lineal en el ángulo, que alcanza el punto mínimo de flexión recomendado, en este caso, de 45° . Cabe mencionar que estos valores de 270° son debido a la dirección del vector de la extremidad en este caso particular se tomó de esta forma para no manejar valores negativos mostrando valores de 270° a 225° dando una diferencia de 45°

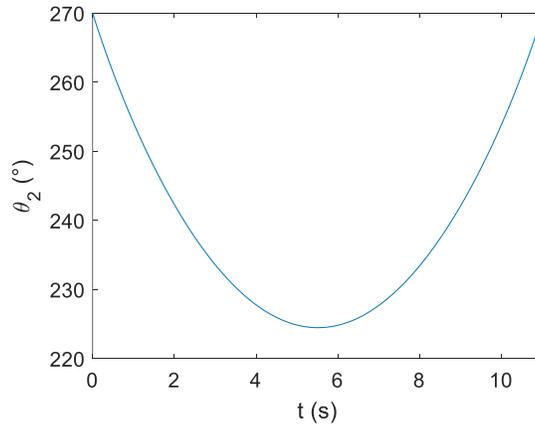


Figura 63 Gráfica de simulación en MSC Adams® del ángulo de extensión de hombro.

Después de calcar el ángulo de la extremidad en el proceso del ejercicio de rehabilitación en la Figura 64, se continúa con la representación experimental del ángulo de la extremidad. Esta se muestra en color azul con el símbolo θ_2 , en la figura 64 en donde se muestran tres ciclos del ejercicio de rehabilitación en un periodo de treinta y cinco segundos llegando a valores máximo de cincuenta negativos y valores mínimos de cien negativos estos valores negativos se debe a la dirección que se tomó como punto de referencia dando como resultado valores negativos, debido a que la dirección no afecta a los resultados.

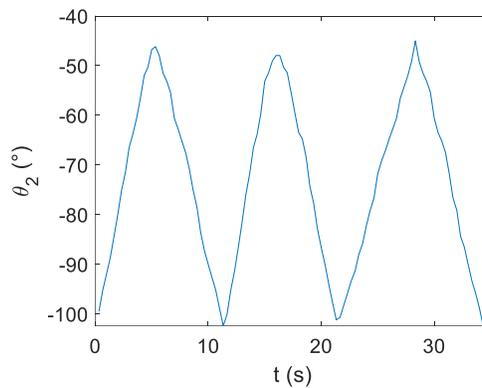


Figura 64 Gráfica experimental de ángulo de extensión de hombro.

Tras calcular el error angular en la Figura 64, se procede con la representación de la velocidad angular simulado. Esta se muestra en color azul con el símbolo $\dot{\theta}_2$, los datos comunizan de valores negativos debido al eje en el plano donde se encuentra la extremidad empezando de valores negativos a valores positivos de veinte negativos a positivos respectivamente mostrando el valor de un ciclo de rehabilitación de forma simulada.

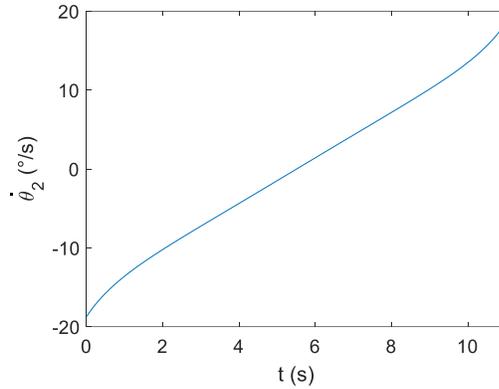


Figura 65 Gráfica de simulación en MSC Adams® de velocidad de extensión de hombro.

En la Figura 66, se presentan los datos experimentales de la velocidad angular de la extensión del hombro. Esta gráfica representa la velocidad angular experimental. En la figura 66 se muestran valores de tres ciclos de la extremidad mostrada en un periodo de treinta y cinco segundos. Tomando valores de quince a quince negativos respectivamente mostrando ondas sinusoidales cabe mencionar que a estas graficas experimentales se les agrega u filtro adicional que depende de la agresividad del filtro y el grado del polinomio admitido para su filtrado.

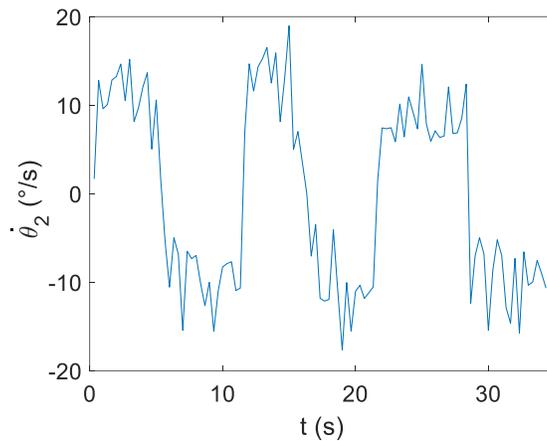


Figura 66 Gráfica experimental de velocidad de extensión de hombro.

En la Figura 67, se presenta los datos de aceleración angular experimentales y simulados en *MSC Adams*®. En donde la señal de color azul ($\ddot{\theta}_2$) representa los valores de simulación, en esta grafica comienza y termina con valores de siete debido a que la inicial la rehabilitación se rompe la inercia de la extremidad para comenzar a generar su movimiento posterior a eso en el segundo dos al ocho se estabiliza tomando valores de aceleración de tres esto se debe a que en este punto no es necesario aplicar un aceleración mayor ya que se encuentra en movimiento la extremidad por ultimo del segundo ocho al diez regresa a los valores originales de siete

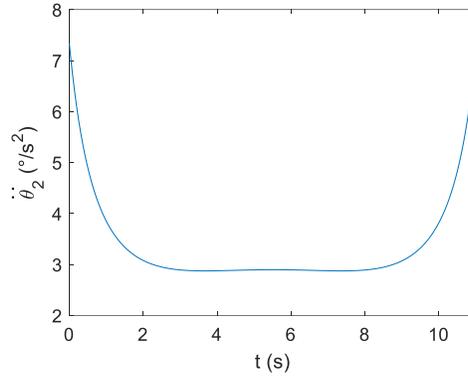


Figura 67 Gráfica de simulación en MSC Adams de aceleración de extensión de hombro.

En la Figura 68, se muestra un gráfico de aceleración angular de los experimentales. En donde los valores mostrados se encuentran tres ciclos de rehabilitación mostrando una diferencia de picos de cuarenta a negativos respectivamente en un periodo de treinta y cinco segundos, en estas graficas experimentales se aplican filtros adicionales dependiendo de la agresividad del filtro y el grado del polinomio admitido en la gráfica donde se muestran los resultados de la figura 68.

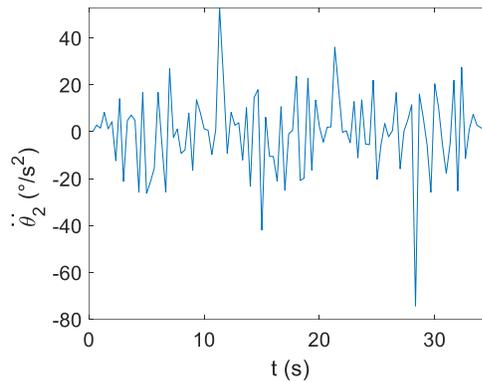


Figura 68 Gráfica de experimental de aceleración de extensión de hombro.

En la Figura 69, se representa el desplazamiento en los ejes XY en centímetros. En este gráfico, el punto de color rojo denota la articulación del hombro, que debería permanecer en una posición fija, ya que es el punto de origen del movimiento que se transmite a la extremidad superior. Los puntos azules representan la extremidad superior y su trayectoria se muestra en forma de un arco.

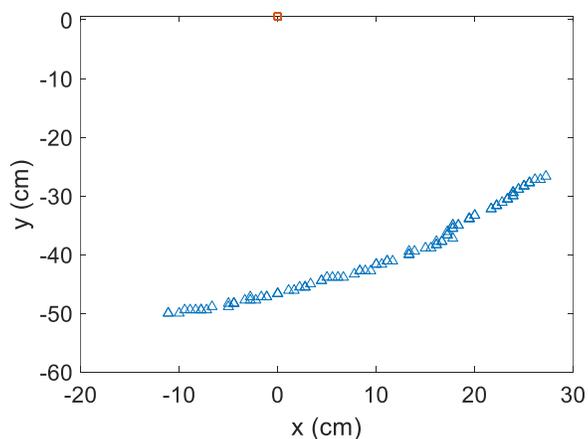


Figura 69 Gráfica experimental de posición de extensión de hombro.

La Figura 70 exhibe la distancia recorrida por el cable simulado en *MSC Adams*[®] en un lapso de 12 segundos, a compartimentada desde 0 mm hasta 230 mm.

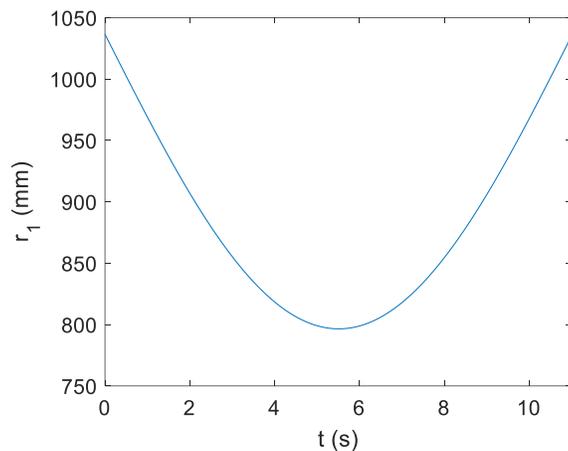


Figura 70 Gráfica de simulación de distancia de cable en extensión de hombro.

Finalmente, en la Figura 71, se presenta un gráfico generado mediante software de visión por computadora. En este gráfico, se registra un período de 35 segundos con tres ciclos, a guardar una distancia máxima de 25 cm.

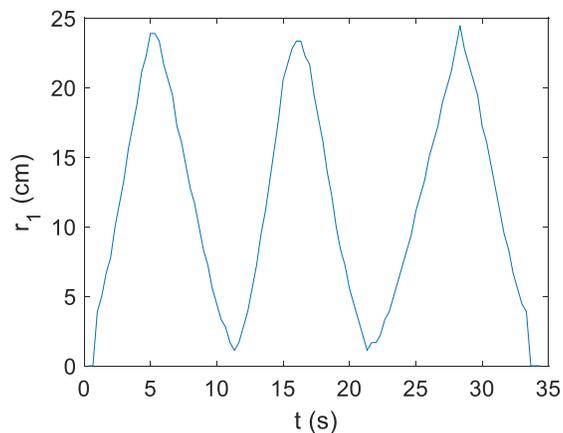


Figura 71 Gráfica experimental de distancia de cable en extensión de hombro.

4.4 Análisis de rehabilitación en abducción lateral.

En la Figura 73, se presenta un gráfico los datos simulados. Los datos simulados están representados en color azul y se denotan con el símbolo θ_2 , en donde se presentas dos ciclos completos con un periodo de quince segundos y una amplitud de cien negativos a veinte positivo arrojando una onda sinusoidal

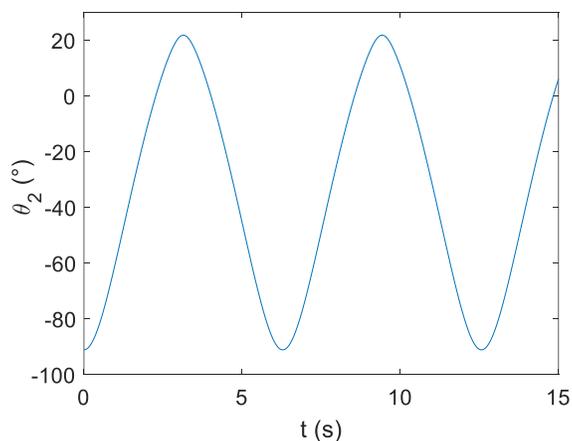


Figura 72 Gráfica de simulación de abducción de hombro representada en ángulo.

En la Figura 73, se presenta un gráfico que ilustra los tatos experimentales de cuatro ciclos en un periodo de ciento setenta y cinco segundos con valores de amplitud que van desde menos setenta a cuarenta.

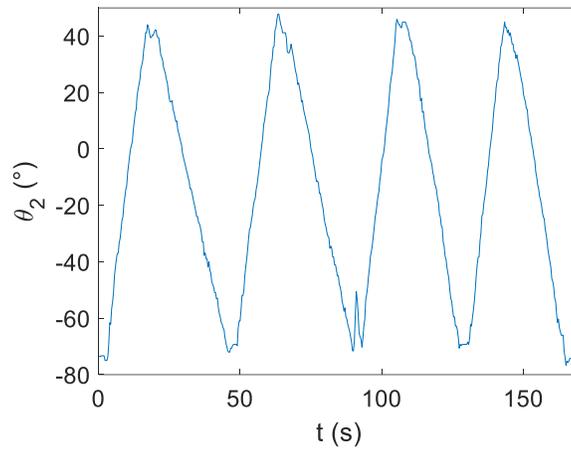


Figura 73 Gráfica experimental de abducción de hombro representada en ángulo.

Después de obtener la posición angular para la abducción lateral del hombro en la Figura 74, se procede a analizar la dinámica de la velocidad angular de forma simulada. En la Figura 74, se representa un intervalo de quince segundos con velocidades angulares que oscilan entre cincuenta positivos y negativos respectivamente en su amplitud. Con un ciclo de tres repeticiones del ejercicio .

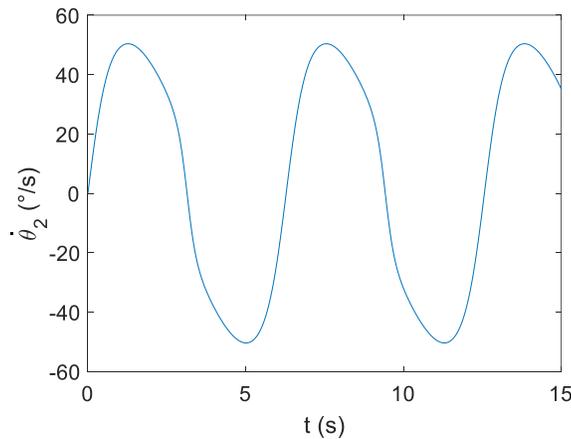


Figura 74 Gráfica de simulación de la velocidad de abducción lateral del hombro.

Por otro lado, en la figura 75 se presenta los resultados de velocidad angular de la extremidad de forma experimental en donde se representan cuatro ciclos de la rehabilitación teniendo valores de diez positivos a negativos respectivamente en un periodo de doscientos segundos cabe mencionar que en este periodo difiere el tiempo de respuesta con la figura 74 debido a que se muestran diferentes se realizan las muestras en diferentes tiempos.

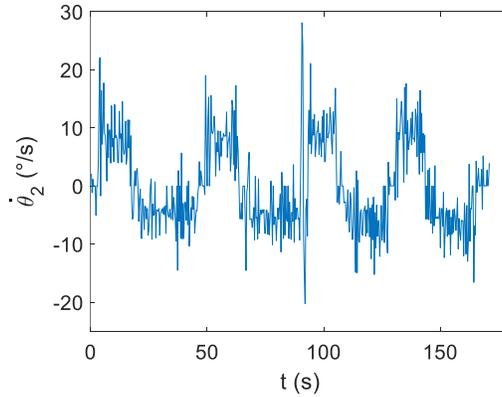


Figura 75 Gráfica experimental de velocidad de abducción de hombro.

En la Figura 76, se presenta la representación de la aceleración angular de los datos simulados. En esta gráfica, los datos simulados se muestran en color azul y se representan con el símbolo $\ddot{\theta}_2$, con un periodo de tiempo de quince segundos y con una amplitud de ochenta a cien negativo respectivamente donde los primeros dos segundos el comportamiento de la aceleración comienza en valores de ochenta disminuyendo de forma lineal hasta cero posteriormente se precipita a valores de veinticinco negativo en el segundo tres, en el segundo cuatro se precipita aún más sellando a valores de cien negativos dando como resultado la mitad de la gráfica esto se debe a la necesidad de parar la extremidad y al cambio de dirección posterior a esto se repite el ciclo hasta llegar a sus valores iniciales y se repite este mismo comportamiento con sus siguientes ciclos.

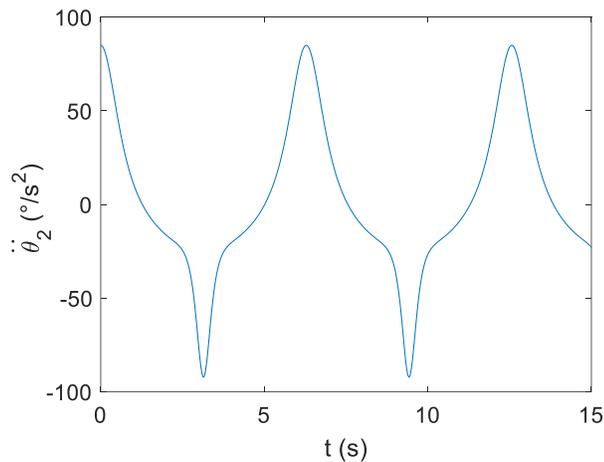


Figura 76 Gráfica de simulación de aceleración de abducción lateral de hombro.

En la Figura 77, Se presenta los datos experimentales, donde se muestra un periodo de doscientos segundos constituido por cuatro ciclos, cabe mencionar que en esta grafica no se logra apreciar los resultados debido a que al utilizar los filtros con apoyo de Matlab tomando en consideración la agresividad y el grado de polinomio admitido en la gráfica no muestra ningún proceso de mejora al filtrar los datos.

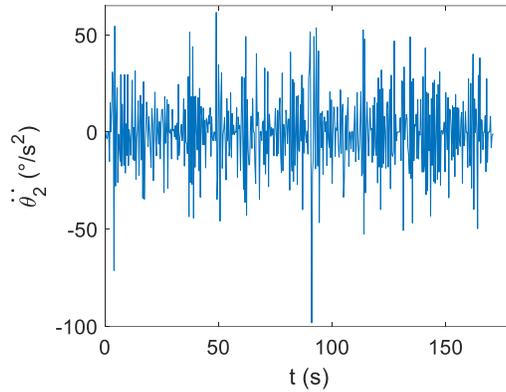


Figura 77 Gráfica experimental de aceleración de Abducción lateral.

Finalmente, en la Figura 78, se presenta un gráfico obtenido a través del software de visión por computadora. En esta representación, se muestra un periodo de tiempo de 15 segundos durante los cuales se observan tres ciclos, destacando una distancia máxima de 60 cm.

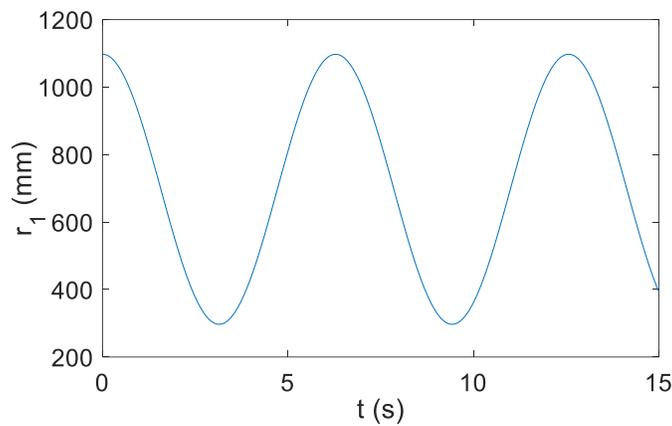


Figura 78 Gráfica de simulación de retracción de la cuerda.

4.5 Análisis de rehabilitación flexión de codo con diferentes grados de hombro.

En la Figura 79, se muestran los valores de flexión de los ángulos del codo y hombro respectivamente, donde θ_3 representa el ángulo del hombro y θ_2 representa el ángulo del codo con un periodo de tiempo de treinta segundos. El ángulo del hombro que está representado como θ_3 que se presenta de color naranja en la Figura 79, mientras que de color azul se muestra el ángulo del codo, donde me muestra una amplitud de sesenta a ochenta negativos en los datos de color azul y de cero a ochenta negativos por los datos naranjas donde se muestran los dos ángulos realizando el movimiento de rehabilitación.

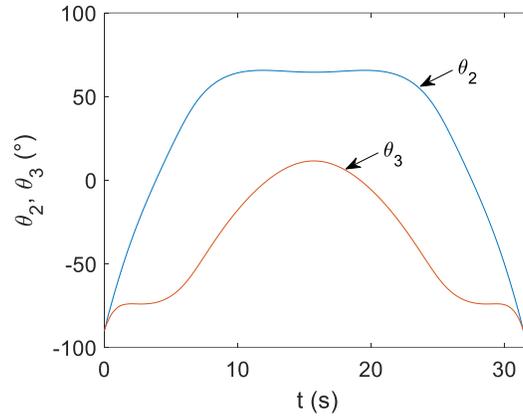


Figura 79 Gráfica simulada de posición de flexión de codo con múltiples ángulos de hombro.

Por otro lado, en la Figura 80, se presentan dos gráficas que muestran los ángulos de cada articulación. En el lado izquierdo, se representa el ángulo del hombro, indicado como θ_2 mientras que en el lado derecho se muestra el ángulo en la articulación del codo, representado como θ_3 , en donde se muestra el comportamiento de dos ciclos de rehabilitación respectivamente cabe mencionar que estos datos se tomaron al mismo tiempo coincidiendo en el tiempo de respuesta de cada articulación.

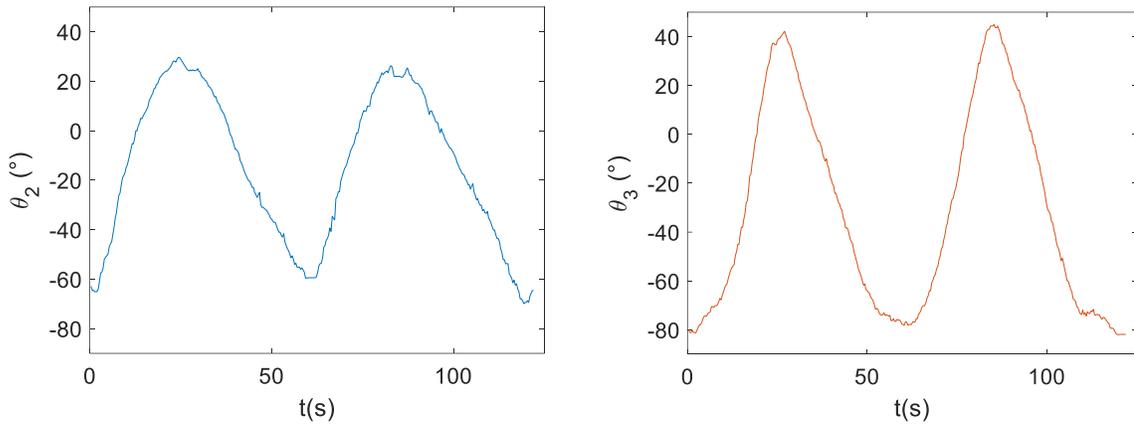


Figura 80 La grafica del lado izquierdo se muestra la gráfica de ángulo de codo y del lado derecho es la gráfica de ángulo del hombro.

Después de haber registrado la posición angular de la flexión del codo con diferentes grados de inclinación del hombro en la Figura 81, se presenta el comportamiento de la velocidad angular, representado tanto en datos simulados. Se muestra el comportamiento del hombro, representado por θ_3 , y en color azul y los datos del codo. Con una amplitud de treinta y cinco segundos mostrando un ciclo del comportamiento del ejercicio.

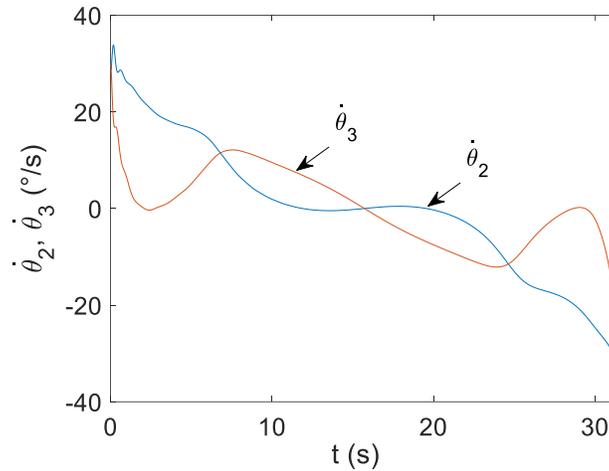


Figura 81 Gráfica simulada de velocidad de flexión de codo con múltiples grados de hombro.

En la Figura 82, se presenta la velocidad experimental de las articulaciones del hombro y el codo. En el lado derecho, se muestra la articulación del hombro, representado como $\dot{\theta}_2$. En esta gráfica, se destacan dos puntos críticos debido a que llegan a valores de quince positivos esto ocurre en el segundo veinticinco y setenta y cinco respectivamente en un periodo de ciento cincuenta segundos. Por otro lado, la gráfica de la izquierda con los datos de color azul representada como $\dot{\theta}_3$ se muestra la velocidad angular del codo en un periodo de ciento cincuenta segundos con valores pico máximos en el periodo de sesenta segundos con veinticinco esto se debe am cambio de dirección de la extremidad respectivamente.

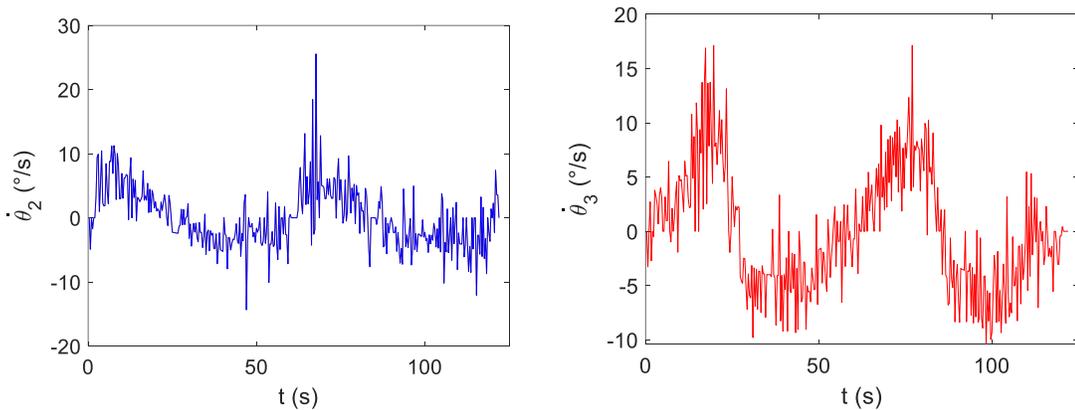


Figura 82 La gráfica experimental del lado izquierdo representa la velocidad del codo y del lado derecho la gráfica experimental de la velocidad del hombro.

Por otra parte, en la Figura 83, se exhibe la aceleración correspondiente a los datos simulados de la flexión del codo con diferentes grados de flexión del hombro, representada como $\ddot{\theta}_3$ por otro lado la flexión de codo se representa como $\ddot{\theta}_2$ de color naranja mostrando valores altos al inicio del movimiento del el codo debido a que se tiene que romper la inercia para poder realizar el movimiento de la extremidad esto solo se muestra un gran cambio de valores en esta articulación debido a que esta es la primera que reside el movimiento para realizar el

ejercicio posterior a este arranque los valores de la aceleración se estabilizan a cero y en el periodo final se muestra valores que tiende a negativo debido a que la extremidad tiene que frenar.

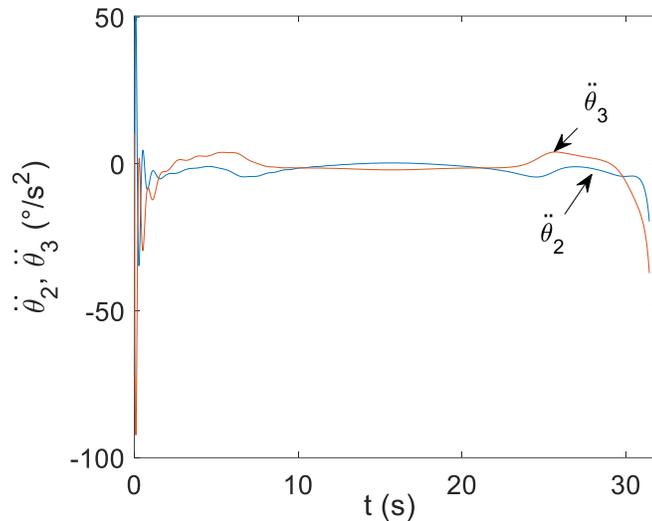


Figura 83 Gráfica simulada de aceleración de flexión de codo con múltiples grados de hombro.

En la Figura 84, se presenta una gráfica que ilustra la aceleración de las articulaciones del hombro y el codo. En el lado derecho, se representa el error en la articulación del codo durante la ejecución del ejercicio de rehabilitación, mostrando dos puntos cruciales al inicio y al final de la rutina. Estos puntos son notables porque es necesario vencer la inercia de la extremidad para iniciar el movimiento.

Por otro lado, en la misma Figura 84, la gráfica en el lado izquierdo muestra los valores de aceleración del codo. En esta gráfica, también se evidencian dos puntos importantes, uno al inicio y otro al final del ejercicio. Estos puntos destacan porque la aceleración debe ser mayor en estas fases para lograr el movimiento deseado. Es relevante mencionar que estos datos son relativamente bajos, ya que son inferiores a una aceleración de uno, lo que podría considerarse como tendiendo a cero y, por lo tanto, prácticamente constante.

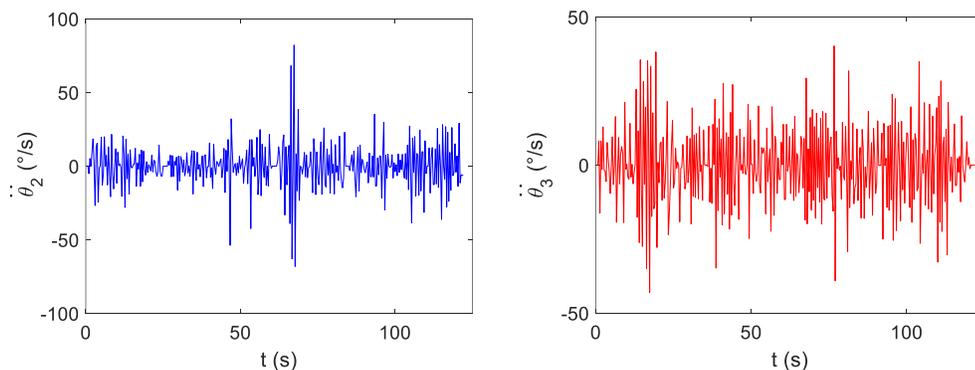


Figura 84 La gráfica izquierda representa la aceleración del hombro y del lado derecho se muestra en la aceleración experimental del codo.

Por otro lado, en la Figura 85, se muestra el desplazamiento en los ejes XY en centímetros, el punto de color rojo es la articulación del hombro donde está se muestra fija, debido a que se transmite el movimiento a la extremidad superior, la cual está representada por los puntos azules y esta se presenta como un arco. Cabe mencionar que existe un ligero cambio al realizar la flexión del hombro a partir del punto, 50 cm en Y en 30 cm en X en adelante, esto es debido a que al final no realiza la curvatura, cambiando la trayectoria ascendiendo de forma lineal.

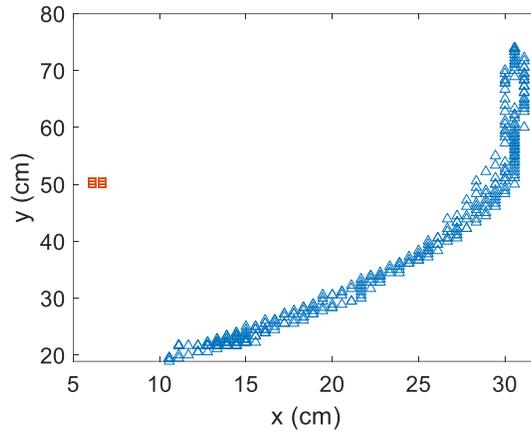


Figura 85 Gráfica experimental de posición de flexión de hombro.

Por último, en la Figura 86 se observa una gráfica obtenida a través del software de visión por computadora donde se muestra un periodo de tiempo de 125 s y 2 ciclos, con una amplitud máxima de 50 cm, partiendo de 15 cm a 65 cm en r_1 .

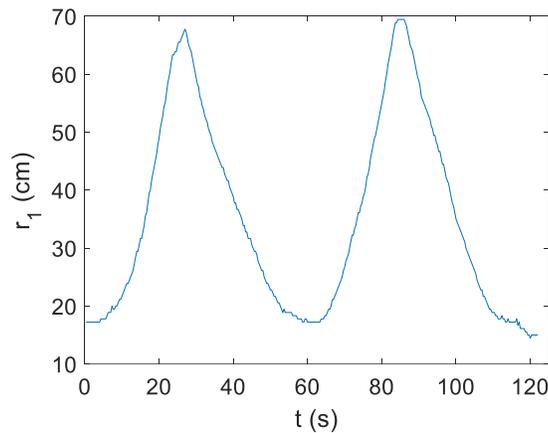


Figura 86 Gráfica experimental de posición de cuerda.

4.6 Análisis de rehabilitación circunducción de hombro.

En el caso del movimiento de circunducción no se realizó simulación debido a que no se consideró en los movimientos del rehabilitador, pero sí se realizó una trayectoria y se obtuvo datos con el software de visión por computadora, donde se observa una peculiaridad al realizar estas pruebas debido a los movimientos involuntarios al realizar este ejercicio en específico.

Para este movimiento de circunducción se realizó el control del brazo, el cual se debe mantener extendido (se recomienda utilizar una base tipo férula para el codo, para mantener rígido el brazo) y al moverlo se debe formar un círculo en un plano imaginario. La posición de reposo se considera como la posición inicial, es decir, ángulo de cero grados. Ver Figura 87.

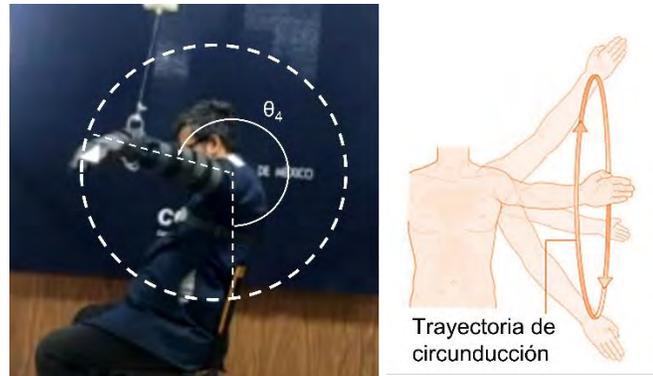


Figura 87 Movimiento de circunducción.

Por otro lado, en la Figura 88, se observa una gráfica obtenida con software de visión por computadora, donde se observa un ángulo de circunducción de hombro que empieza de un valor de 0° a 360° , mostrando 3 ciclos en un periodo de tiempo de 100 s y un periodo de 33 s por cada ciclo, el ciclo empieza de 0° ascendiendo a 260° terminando en -100° se repite la operación esta gráfica tiene una honda tipo cierra debido a la selección de los puntos de referencia y el cambio de dirección del movimiento ver Figura 88.

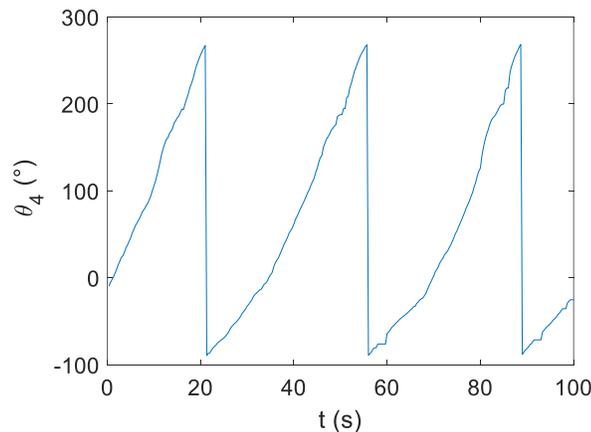


Figura 88 Posición angular de circunducción.

En la Figura 89 se observa una gráfica obtenida a través del software de visión por computadora, donde se muestra el comportamiento de la velocidad angular de forma experimental con un periodo de tiempo 100 s y 3 ciclos, el comportamiento de la gráfica es de cero debido a que la velocidad angular es constante, en la gráfica se observa un cambio brusco con valores negativos y eso se debe al cambio de dirección y la selección de los datos en el punto de referencia.

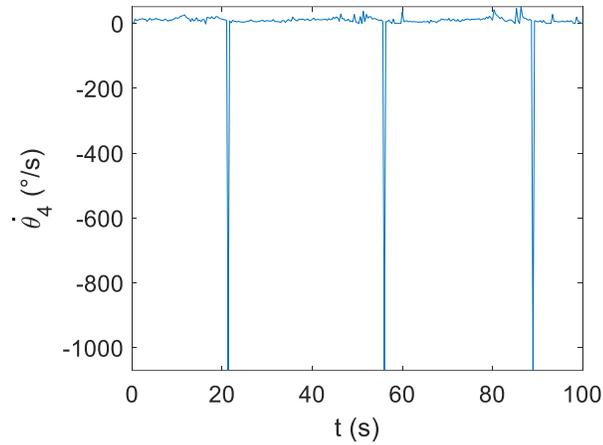


Figura 89 Gráfica experimental de velocidad de circunducción de hombro.

En la Figura 90, se observa una gráfica obtenida a través del software de visión por computadora, donde se muestra el comportamiento de la aceleración de forma experimental con un periodo de tiempo 100 s y 3 ciclos, el comportamiento es constante debido a que no existen cambios de velocidad y tampoco de aceleraciones, se muestran picos bruscos esto es debido al cambio de dirección y a la selección de los puntos de referencia.

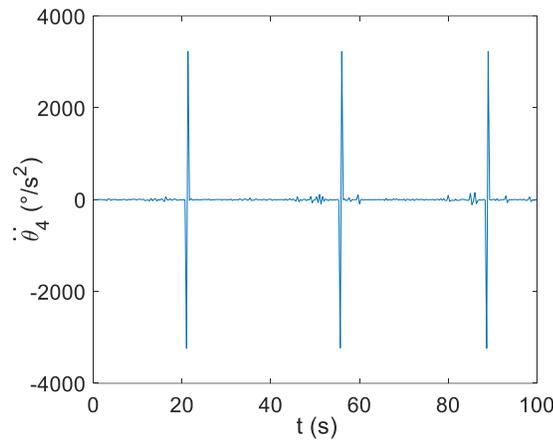


Figura 90 Gráfica experimental de aceleración de circunducción de hombro.

En la Figura 91, se observa una gráfica obtenida a través del software de visión por computadora donde se muestra un periodo de tiempo de 100 s y 3 ciclos con una distancia máxima de 90 cm.

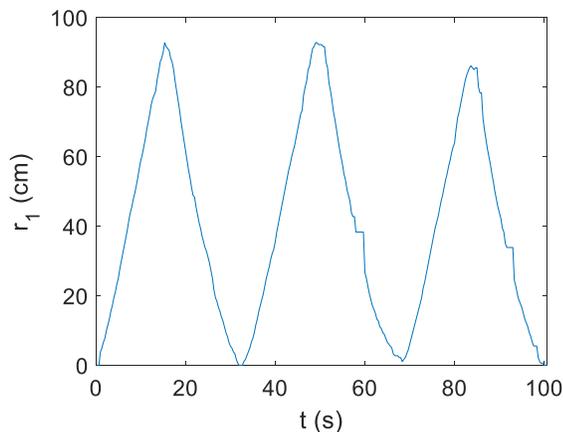


Figura 91 Gráfica experimental posición de la cuerda en circunducción de hombro.

Por otro lado, en la Figura 92, se muestra el desplazamiento en los ejes XY en centímetros, donde el punto de color azul representa la articulación del hombro, la cual se encuentra fija, por otro lado, los puntos rojos representan el brazo en donde se transmite el movimiento de circunducción, para este ejercicio particular se pretende realizar un círculo, cabe mencionar que el punto rojo idealmente debería dibujar un círculo perfecto, pero debido a la falta de implementación PID esto no fue posible.

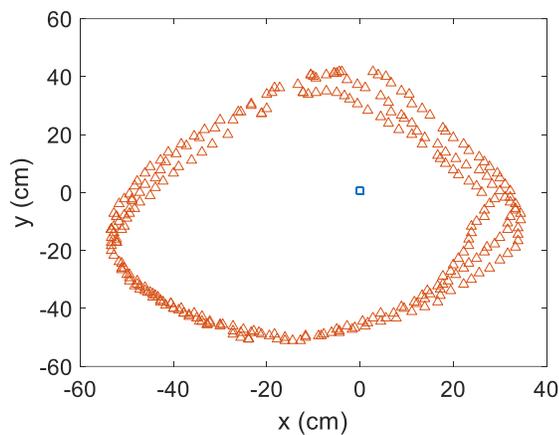


Figura 92 Gráfica experimental de la trayectoria de posición de circunducción de hombro.

Capítulo 5. Conclusiones

Se introduce un sistema de rehabilitación pasiva de tres grados de libertad para miembros superiores, que se vale de guías lineales y un conjunto de poleas y cables. Este sistema tiene la capacidad de generar una variedad de movimientos, tanto simples como complejos, en las articulaciones del hombro y el codo. El diseño de este sistema simplifica significativamente las variables de control al reducir la cantidad de actuadores en un 50%, así como los sensores involucrados en el proceso. En comparación de lo reportado por (Beer et al., 2008; Huang et al., 2017; Niu et al. 2017). Donde utilizar 8 actuadores para realizar la rehabilitación de la extremidad superior.

Para evaluar su desempeño, se presentan los resultados de simulaciones realizadas con un prototipo virtual en el entorno de MSC Adams View y utilizando el módulo de Adams Machinery. En estas simulaciones, se considera un grado de libertad: el movimiento del cable. Este cable, al estar conectado a la extremidad (mano) del paciente y al elevarse suavemente, permite realizar movimientos fluidos de flexión tanto en el hombro como en el codo.

En el artículo (Milton et al., 2021; 2021) que se publicó en la sexta jornada de ciencias y tecnología aplicada campus Cenidet hace referencia al desempeño de flexión de codo con diferentes grados de flexión de hombro donde se demuestra la trayectoria de rehabilitación, así como su posición, velocidad y aceleración de la extremidad superior utilizando un polinomio de quinto orden al realizar el movimiento de la extremidad.

En el capítulo 5, se presentan los resultados obtenidos de la simulación del sistema de rehabilitación para extremidades superiores con cables flexibles en el entorno de *MSC Adams View*. En esta simulación específica que se reporta, se ha activado únicamente el servomotor responsable de impulsar los engranajes conectados a las poleas.

La Figura 15, ilustra la trayectoria suave de Bézier que se ha empleado para elevar la cuerda desde su posición inicial ($z_0=0\text{m}$) hasta una altura final ($z_f=0.60\text{m}$). Es importante destacar que, gracias al uso de un servomotor con reductor, el sistema es capaz de soportar la extremidad superior del paciente, lo que permite llevar a cabo estas simulaciones sin tener en cuenta la influencia de la gravedad.

El sistema de control se basa en cinco modelos matemáticos obtenidos a partir de un análisis de la cinemática de la extremidad superior; los modelos fueron evaluados y validados en una simulación la cual genera la trayectoria deseada para el brazo. Por otro lado, el sistema mecatrónico puede proporcionar movimientos básicos y complejos

siendo capaz de generar rango de movimiento para la rehabilitación de extremidades superiores. El control se implementó en lazo abierto, utilizando un modelo matemático a la vez para generar cinco trayectorias, las cuales fueron enviadas a Grbl Controller donde se genera un código G que ocasiona el movimiento de todos los actuadores y por lo tanto su trayectoria física; las velocidades fueron determinadas a prueba y error hasta generar un movimiento suave.

Posteriormente, se incorporó un análisis de esfuerzos al sistema para evaluar su impacto en el rendimiento. Se llegó a la conclusión de que este análisis no tendría un impacto significativo debido a una deformación estructural en el eje Y de tan solo 4 mm.

Además, se llevó a cabo un análisis cinemático para determinar las posiciones, velocidades y aceleraciones necesarias. Esto se hizo utilizando como punto de partida información de referencia disponible en la literatura científica. Además, se consideraron diferentes velocidades recomendadas tanto para el prototipo virtual como en pruebas experimentales, teniendo en cuenta el peso del paciente.

Es importante mencionar que la utilización de cables flexibles con la combinación del sistema de grúa tipo puente facilita los rangos de movimiento de la extremidad, si bien el rehabilitador incluye un mecanismo telescópico con elementos rígidos, este es capaz de proporcionar puntos de apoyo al cable flexible, ayudando a que el cable flexible funcione como un elemento rígido, pero con la capacidad de libertad para generar movimientos naturales sin restricciones generados por eslabones rígidos pegados a la extremidad.

Este proyecto funciona como un rehabilitador activo-pasivo en donde el rehabilitador suministra movimientos a la extremidad, en todo momento de la rehabilitación la extremidad no ofrece resistencia ni movimientos, la rehabilitación activa, según la literatura se menciona que existe un mayor porcentaje de recuperación de los movimientos de la extremidad.

Aunque el rehabilitador inicialmente se diseñó para ser empleado en una persona con hemiplejia o hemiparesia provocada por ACV, no se descarta que el sistema pueda ser empleado por una persona que sufra o muestre alguna disminución de movimiento en la extremidad superior, dado a su capacidad de adaptación y su amplio rango para la realización de movimientos y su capacidad de realizar movimientos activos.

Es importante mencionar que un dispositivo orientado a ser empleado por personas con movimientos reducidos, es común que las primeras pruebas se realicen con personas sanas, con el fin de validar el funcionamiento desde el punto de vista mecánico, cinemático, dinámico, requisitos de carga y control de sistema, tanto como prototipos virtuales o prototipos físicos.

5.1 En trabajos futuros se recomienda:

- Implementar una interfaz interactiva bajo los principios de control de código G para el control de movimientos básicos y complejos, con algún avance gradual o de intensidad.
- Implementación de tecnologías alternas para el mejor funcionamiento del rehabilitador.
- Abordar la rigidez articular. Tanto de los músculos como la rigidez provocada por las lesiones que se presentan en las articulaciones por falta de movilidad.
- Mejoras en el diseño mecánico final de prototipo.
- Implementar un Control PID para mejorar la respuesta, así como, utilizar sensores IMU para medir las posiciones del brazo.
- Implementación de movimientos más complejos.

Bibliografía

- 1.-A. Riani, T. Madani b, a, A. Benallegue, & K. Djouani b. (2018). Adaptive integral terminal sliding mode control for upper-limb rehabilitation exoskeleton. 108–117. <https://doi.org/10.1016/j.conengprac.2018.02.013>
- 2.-Abejón, D., Madariaga, M., del Saz, J., Alonso, B., Martín, A., & Camacho, M. (2009). Bloqueo compartimental del hombro doloroso: estudio preliminar. *Revista de la Sociedad Española del Dolor*, 16(7), 399–404. [https://doi.org/10.1016/S1134-8046\(09\)72820-4](https://doi.org/10.1016/S1134-8046(09)72820-4)
- 3.-Acerofrom. (2020). PTR ¿Qué son y para qué sirven? <https://www.acerofrom.com.mx/blog/ptr/>
- 4.-Atlantic International University. (2008). Microcontroladores. 31.
- 5.-Bacle, G., Marteau, E., & Laulan, J. (2015). Cirugía de las lesiones tendinosas y ligamentarias del codo. *EMC - Técnicas Quirúrgicas - Ortopedia y Traumatología*, 7(1), 1–18. [https://doi.org/10.1016/S2211-033X\(15\)70123-4](https://doi.org/10.1016/S2211-033X(15)70123-4)
- 6.-Bayona, N. A., Bitensky, J., Salter, K., & Teasell, R. (2005). The Role of Task-Specific Training in Rehabilitation Therapies. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 12(3), 58–65. <https://doi.org/10.1310/BQM5-6YGB-MVJ5-WVCR>
- 7.-Beer, R., Mayhew, D., Bredfeldt, C., & Bachrach, B. (2008). Technical evaluation of the MACARM: A cable robot for upper limb neurorehabilitation. 2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, 942–947. <https://doi.org/10.1109/BIOROB.2008.4762880>
- 8.-Broche, L., Torres-Quezada, M., Milanés-Hermosilla, D., González-Romero, D., Rodríguez-Serrezeuela, R., & Sagaró-Zamora, R. (2020). Exoesqueleto robótico para la rehabilitación del miembro superior del paciente hemipléjico. *Ingeniería Mecánica*, 23(3). <https://www.redalyc.org/journal/2251/225165187003/html/>
- 9.-Carrillo, M. V. (2021). Introducción de Arduino. 9(4), 5.
- 10.-Ceccarelli, M., & Romdhane, L. (2010). Design issues for human-machine platform interface in cable-based parallel manipulators for physiotherapy applications. *Journal of Zhejiang University SCIENCE A*, 11(4), 231–239. <https://doi.org/10.1631/jzus.A1000027>
- 11.-Chaurand, R. Á., León, L. R. P., & Muñoz, E. L. G. (2007). Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. 283.
- 12.-Collado. (2022). Perfiles Comerciales PTR. [https://www.collado.com.mx/Views/Productos/Perfiles%20comerciales/Perfil%20Tubular%20Rectangular%20\(PTR\)](https://www.collado.com.mx/Views/Productos/Perfiles%20comerciales/Perfil%20Tubular%20Rectangular%20(PTR))

- 13.-**Contaval. (2021, junio 28). La tecnología de los encoder. CONTAVAL.
https://www.contaval.es/la_tecnologia_de_los_encoders/
- 14.-**Contini, R., Drillis, R. J., & Bluestein, M. (1963). Determination of Body Segment Parameters. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 5(5), 493–504. <https://doi.org/10.1177/001872086300500508>
- 15.-**Contreras, F., Espinoza Aravena, R., Liendo Verdugo, R., Torres Galaz, G., & Soza Rex, F. (2010). Análisis de la rotación interna y externa de la articulación glenohumeral y su relación con el dolor de hombro en nadadores de élite. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 3(3), 92–97.
- 16.-**Dodson, C. C., & Cordasco, F. A. (2008). Anterior Glenohumeral Joint Dislocations. *Orthopedic Clinics of North America*, 39(4), 507–518.
<https://doi.org/10.1016/j.ocl.2008.06.001>
- 17.-**Dogotuls. (2017). Ficha Técnica cables de acero. Dogotuls.
- 18.-**Doorenbosch, C. A. M., Harlaar, J., & Veeger, D. (H. E. J.). (2003). The globe system: An unambiguous description of shoulder positions in daily life movements. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 40(2), 149.
<https://doi.org/10.1682/JRRD.2003.03.0149>
- 19.-**Doxygen. (2019). OpenCV: detector de bordes astuto.
https://docs.opencv.org/3.4/da/d5c/tutorial_canny_detector.html
- 20.-**Dynamo, E. (2021). Motorreductor 12v 150RPM reducción 70:1 encoder. DynamoElectronics. <https://dynamoelectronics.com/tienda/motorreductor-12v-150rpm-reduccion-701-encoder/>
- 21.-**Dynapro. (2022). Ventajas del PLA para su utilización en impresión 3D - Dynapro3D. Dynapro 3D | Empresa dedicada al diseño digital e impresión 3D.
<https://dynapro3d.com/impresion-3d/impresion-3d-pla/>
- 22.-**Enovis. (2021). DJO Incorporated - Artromot[®]-E2.
https://www.djoglobal.eu/es_ES/Artromot-E2-74828.html#mta--tabs_products2
- 23.-**Fisioterapia, M. (2012). Movimientos del hombro: Flexión-extensión y abducción-aducción. *Miranda fisioterapia*.
<https://www.mirandafisioterapia.com/post/2016/09/14/hombro-flexión-extensión-y-aducción>
- 24.-**FLEXO. (2018). Ficha técnica de producto pla.
- 25.-**Frisoli, A., Salsedo, F., Bergamasco, M., Rossi, B., & Carboncini, M. C. (2009). A force-feedback exoskeleton for upper-limb rehabilitation in virtual reality. *Applied Bionics and Biomechanics*, 6(2), 115–126. <https://doi.org/10.1080/11762320902959250>

- 26.-**Gates. (2009). Catálogo de transmisión de potencia industrial. Gates de México; PDF. <https://www.gates.com.mx/pdf/catalogo%20pti%202009.pdf>.
- 27.-**Gomedics. (2022). Movilizador pasivo continuo de hombro Mod. CENTURA LITE Cat. KIN-13-1157 Kinetec. <https://www.beracahmedica.mx/gomedics/movilizador-pasivo-continuo-de-hombro-mod-centura-lite-cat-kin-13-1157-kinetec.html>
- 28.-**Gopura, R. A. R. C., Kiguchi, K., & Bandara, D. S. V. (2011). A brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems. 2011 6th International Conference on Industrial and Information Systems, 346–351. <https://doi.org/10.1109/ICIINFS.2011.6038092>
- 29.-**Grillete Tobillo Crossover Gym. (2022). https://articulo.mercadolibre.com.mx/MLM-756611860-grilletes-tobillo-crossover-gym-straps-pesas-prensa-_JM.
- 30.-**Hartono, M. (2018). Indonesian anthropometry update for special populations, incorporating Drillis and Contini revisited. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 64, 89–101. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2018.01.004>.
- 31.-**Healthcare Products & Solutions (2001). <https://www.partssource.com/parts/chattanooga-group-a-djo-company/00034048>
- 32.-**Homma, K., Fukuda, O., Sugawara, J., Nagata, Y., & Usuba, M. (2003). A wire-driven leg rehabilitation system: development of a 4-DOF experimental system. *Proceedings 2003 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2003)*, 2, 908–913. <https://doi.org/10.1109/AIM.2003.1225463>
- 33.-**Hsieh, H.-C., Chen, D.-F., Chien, L., & Lan, C.-C. (2017). Design of a Parallel Actuated Exoskeleton for Adaptive and Safe Robotic Shoulder Rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 22(5), 2034–2045. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2017.2717874>
- 34.-**Huang, Y., Yang, Q., Chen, Y., & Song, R. (2017). Assessment of Motor Control during Three-Dimensional Movements Tracking with Position-Varying Gravity Compensation. *Frontiers in Neuroscience*, 11, 253. <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00253>
- 35.-**Inde. (2021, enero 10). Mejores ejercicios para tríceps estimulando sus 3 cabezas [Universidades de España y Latina]. *Mundo entrenamiento*. <https://mundoentrenamiento.com/mejores-ejercicios-para-triceps/>
- 36.-**INEGI. (2021). Características de las defunciones registradas en México durante 2019. 45.
- 37.-**Inés, F. A. C., Lourdes, J. S., Antonia, L. V., & Ángela, R. B. (2011). Movilización del paciente. 11.
- 38.-**Interferenciales. (2017). Medición y evaluación de la amplitud del movimiento. *Equipos Interferenciales*. <https://interferenciales.com.mx/blogs/noticias/medicion-y-evaluacion-de-la-amplitud-del-movimiento>

- 39.-**Intermec. (2019). Poles en V. Intermec.
https://www.intermec.com.co/pdf/Las_poleas_en_v.pdf
- 40.-**Islam, M. R., Spiewak, C., Rahman, M. H., & Fareh, R. (2017). A Brief Review on Robotic Exoskeletons for Upper Extremity Rehabilitation to Find the Gap between Research Porotype and Commercial Type. *Advances in Robotics & Automation*, 06(03).
<https://doi.org/10.4172/2168-9695.1000177>
- 41.-**Izquierdo, T. G. (2012). Bases teóricas y fundamentos de la fisioterapia. Médica Panamericana. <https://www.medicapanamericana.com/mx/libro/bases-teoricas-y-fundamentos-de-la-fisioterapia-incluye-version-digital>.
- 42.-**Ken hub. (2017). Capítulo 56 - Supinación y pronación del codo 2.
- 43.-**Ken hub. (2022). Articulación del codo. Ken hub.
<https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/articulacion-del-codo>.
- 44.-**Krakauer, J. (2014). Armeo®Power. Hocoma.
<https://www.hocoma.com/solutions/armeo-power>.
- 45.-**Kramer, E. (2012). Cómo usar un goniómetro: 11 Pasos (con imágenes). wikiHow.
<https://es.wikihow.com/usar-un-goniómetro>.
- 46.-**Lahoz, L. T., Gomez, C. L., Sarasquete Reiriz, J., de Caso Rodriguez, J., & Proubasta Renart, I. (2017). Luxación de codo con fractura ipsilateral del extremo distal de la radio asociada a lesión de la arteria braquial. Una nueva entidad patológica de origen traumático. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 61(3), 146–153.
<https://doi.org/10.1016/j.recot.2016.10.004>
- 47.-**Laulan, J., & Le Dù, C. (2009). Cirugía de las lesiones tendinosas del codo. *EMC - Técnicas Quirúrgicas - Ortopedia y Traumatología*, 1(1), 1–11. [https://doi.org/10.1016/S2211-033X\(09\)71630-5](https://doi.org/10.1016/S2211-033X(09)71630-5).
- 48.-**Liu, L., Shi, Y.-Y., & Xie, L. (2016). A novel multi-dof exoskeleton robot for upper limb rehabilitation. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 16(08), 1640023.
<https://doi.org/10.1142/S0219519416400236>.
- 49.-**Lo, H. S., & Xie, S. Q. (2012). Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects. *Medical Engineering & Physics*, 34(3), 261–268.
<https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.10.004>.
- 50.-**Magadán, A. S., Blanco, A., & Santana, J. (2018). Diseño y control de un rehabilitador de hombro. *40(130)*, 15.
- 51.-**Mao, Y., & Agrawal, S. K. (2011). A cable driven upper arm exoskeleton for upper extremity rehabilitation. *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 4163–4168. <https://doi.org/10.1109/ICRA.2011.5980142>

- 52.-**Márquez, B., P. Castellón Bernal, M.C. Bernaus Johnson, & N.M. Ibañez Aparicio. (2017). Luxación de codo. *SEMERGEN - Medicina de Familia*, 43(8), 574–577. <https://doi.org/10.1016/j.semerg.2017.01.005>
- 53.-**Marrón, M., De noreña, D., & Sanz, A. (2017). Neuropsicología del daño cerebral adquirido: traumatismos craneoencefálicos, accidentes cerebrovasculares y tumores del sistema nervioso central. 165.
- 54.-**Masiero, S., Celia, A., Armani, M., & Rosati, G. (2006). A novel robot device in rehabilitation of post-stroke hemiplegic upper limbs. *Aging Clinical and Experimental Research*, 18(6), 531–535. <https://doi.org/10.1007/BF03324854>.
- 55.-**Masquelet, A.-C. (2007). Prólogo a la colección Técnicas quirúrgicas, Ortopedia-traumatología del adulto. En *Cirugía del hombro y del codo. Técnicas Quirúrgicas* (p. V–VI). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-84-458-1717-9.50027-5>.
- 56.-**Materiales de laboratorio. (2019, junio 8). Goniómetro -. *Materiales de Laboratorio*. <https://materialeslaboratorio.com/goniometro>.
- 57.-**Mehta, J. A., & Bain, G. I. (2004). Elbow dislocations in adults and children. *Clinics in Sports Medicine*, 23(4), 609–627. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2004.04.014>
- 58.-**Mosher, R. S., Development, C., & General Electric, Co. (1967). Handyman to Hardiman. 670088. <https://doi.org/10.4271/670088>
- 59.-**Moyano, Á. (2010). El accidente cerebrovascular desde la mirada del rehabilitador. 348–354. https://redclinica.cl/Portals/0/Users/014/14/14/Publicaciones/Revista/accidente_cerebrovascular_desde_mirada_rehabilitador.pdf.
- 60.-**National Academy of sciences. (1964). *Artificial limbs* (Vol. 8).
- 61.-**Naylamp. (2021). Driver PaP THB6064AH (TB6564AHQ) 4A. *Nay lamp Mechatronics - Perú*. <https://naylampmechatronics.com/driver-pap-stepper/268-driver-pap-thb6064ah-tb6564ahq.html>.
- 62.-**Niu, J., Yang, Q., Wang, X., & Song, R. (2017). Sliding Mode Tracking Control of a Wire-Driven Upper-Limb Rehabilitation Robot with Nonlinear Disturbance Observer. *Frontiers in Neurology*, 8, 646. <https://doi.org/10.3389/fneur.2017.00646>
- 63.-**Norelem. (2022). Indicación técnica para perfil de aluminio. <https://www.norelem.mx/mx/es/Productos/Vista-general-de-productos/T%C3%A9cnica-de-montaje/Perfiles-de-aluminio-Conectores-Cubiertas-Elementos-especiales/Perfiles-de-aluminio/Perfiles-de-aluminio-40x40-Tipo-I.html>.
- 64.-**Oguntosin, V. W., Mori, Y., Kim, H., Nasuto, S. J., Kawamura, S., & Hayashi, Y. (2017). Design and Validation of Exoskeleton Actuated by Soft Modules toward Neurorehabilitation—Vision-Based Control for Precise Reaching Motion of Upper Limb. *Frontiers in Neuroscience*, 11, 352. <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00352>

- 65.-Oiseth, S., Linsay, Jones, & Maza, E. (2022). La articulación del codo: Anatomía Lectura Medical. <https://www.lecturio.com/es/concepts/articulacion-del-codo/>
- 66.-Oliveira, D., Navarro, G., Navarro, N., Ruiz, C., & Jiménez, Díaz. (2007). Biomecánica del hombro y sus lesiones. *J. A.*, 4(12), 9.
- 67.-Open Builds. (2022). Rueda Solid V-Wheel kit - OpenBuilds México. <https://openbuilds.com.mx/productos/rodamientos/ruedas-v-wheel/rueda-solid-v-wheel-kit/>
- 68.-Open Builds México. (2022). Rued Solid V Wheel Xtreme sold. <https://openbuilds.com.mx/productos/rodamientos/ruedas-v-wheel-xtreme/rueda-solid-v-wheel-xtreme-sola/>
- 69.-Organización Mundial de la Salud. (2006). Rehabilitación. Rehabilitación. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation>
- 70.-Organización Mundial de la Salud. (2022). Rehabilitación. Rehabilitación. <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation>
- 71.-Ortesis natal. (2023). Férula de brazo, codo, transpirable, fijación de extremidades superiores, estabilizador de fracturas, alivio del dolor, noche de recuperación de lesiones, protector de túnel cubital. <https://ortopedianatal.com/ortesis/ortesis-de-miembro-superior/ortesis-para-codo-y-antebrazo/>
- 72.-Orthomx. (2016). Renta de movilizador de hombro. Orthomx. <https://orthomx.com.mx/renta-movilizador-de-hombro/>
- 73.-Ortopedia, L. (2022). Cinturón abdominal para silla. Ortopedia Lanzarote. <https://ortopedialanzarote.com/producto/cinturon-abdominal-ad11/>
- 74.-Poleas Gimnasio. (2022). <https://maquinariasatgarden.es/poleas-gimnasio/>
- 75.-Poli, P., Morone, G., Rosati, G., & Masiero, S. (2013). Robotic Technologies and Rehabilitation: New Tools for Stroke Patients' Therapy. *BioMed Research International*, 2013, 1–8. <https://doi.org/10.1155/2013/153872>
- 76.-Rehmat, N., Zuo, J., Meng, W., Liu, Q., Xie, S. Q., & Liang, H. (2018). Upper limb rehabilitation using robotic exoskeleton systems: a systematic review. *International Journal of Intelligent Robotics and Applications*, 2(3), 283–295. <https://doi.org/10.1007/s41315-018-0064-8>
- 77.-Renard, P., & Urseau, I. (2013). La rehabilitación física y funcional.
- 78.-Rodríguez, P., Tibaduiza, D., & Anaya, M. (2017). Diseño e implementación de un prototipo funcional a escala de exoesqueleto, para rehabilitación de miembro superior, con dos grados de libertad en el plano sagital. Universidad Santo tomas.

- 79.-**Rosati, G., Gallina, P., Masiero, S., & Rossi, A. (2005). Design of a New 5 d.o.f. Wire-Based Robot for Rehabilitation. 9th International Conference on Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005., 430–433. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2005.1501135>
- 80.-**Rosati, G., Masiero, S., & Rossi, A. (2017). On the Use of Cable-Driven Robots in Early Inpatient Stroke Rehabilitation. En G. Boschetti & A. Gasparetto (Eds.), *Advances in Italian Mechanism Science* (Vol. 47, pp. 551–558). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-319-48375-7_59
- 81.-**Santana, J., Blanco, A., & Gómez, F. (2017). Control numérico en una máquina de rehabilitación para tobillos. Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico.
- 82.-**Serapid, R. (2017). ¿Cuándo es útil un sistema telescópico? | Serapid. <https://www.serapid.com/es/cuando-es-util-un-sistema-telescopico>
- 83.-**Shoab, M., Asadi, E., Cheong, J., & Bab-Hadiashar, A. (2021). Cable Driven Rehabilitation Robots: Comparison of Applications and Control Strategies. *IEEE Access*, 9, 110396–110420. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3102107>
- 84.-**Soto, E. (2020). Entrevista fisioterapeuta [Comunicación personal].
- 85.-**Stienen, A. H. A., Hekman, E. E. G., Van der Helm, F. C. T., Prange, G. B., Jannink, M. J. A., Aalsma, A. M. M., & Van der Kooij, H. (2007). Dampace: dynamic force-coordination trainer for the upper extremities. 2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, 820–826. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2007.4428519>
- 86.-**Taboadela, C. H. (2007). Goniometría. 130.
- 87.-**Tavolieri, C., Ceccarelli, M., Merlet, D. J. P., & Falcone, D. (2008). Design of a Cable-Based Parallel Manipulator for Rehabilitation Applications. 141.
- 88.-**Thompson, S. R., & Zlotolow, D. A. (2013). *Manual de Inmovilizaciones y Vendajes en Traumatología*. ELSEVIER, 307.
- 89.-**Toshiba. (2011). (PDF) THB6064AH Datasheet - Stepping Motor Driver IC. <http://www.datasheet.es/PDF/916698/THB6064AH-pdf.html>
- 90.-**Valenciana, G. (2020). Traumatismo de codo. Sant Joan de Alacant. <https://sanjuan.san.gva.es/wp-content/uploads/2020/05/Traumatismo-de-codo.pdf>
- 91.-**Vázquez, M. C. L., Adán, M., & Blanco, A. (2019). Diseño mecánico de un exoesqueleto de miembro superior de 3 grados de libertad con seguimiento de trayectorias para minimizar el consumo de energía. Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico.
- 92.-**Velasco, E. (2013, mayo). La jornada, sociedad. <https://www.jornada.com.mx/2013/05/30/sociedad/041n1soc>

- 93.-**Veliz, P., & Jean, C. (2019). Diseño e implementación de robot soccer autónomo con captura de movimientos a través del sistema embebido Raspberry Pi. UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL.
- 94.-**Wiley, V., & Lucas, T. (2018). Computer Vision and Image Processing: A Paper Review. *International Journal of Artificial Intelligence Research*, 2(1), Article 1. <https://doi.org/10.29099/ijair.v2i1.42>
- 95.-**Yáñez, G., Morales, G., & Zhar, J. (2020). Diseño de un puente grúa de 2 toneladas. Pontificia universidad católica de valparaíso asociada a lesión de la arteria braquial. Una nueva entidad patológica de origen traumático. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 61(3), 146–153. <https://doi.org/10.1016/j.recot.2016.10.004>
- 96.-**Turchetti, G., Vitiello, N., Trieste, L., Romiti, S., Geisler, E., & Micera, S. (2014). Why Effectiveness of Robot-Mediated Neurorehabilitation Does Not Necessarily Influence Its Adoption. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 7, 143–153. <https://doi.org/10.1109/RBME.2014.2300234>
- 97.-**Vukobratovic, M. K. (s/f). When were active exoskeletons actually born 21. What's New in Stroke Rehabilitation. (2004). <https://doi.org/doi:10.1161/01.STR.0000115937.94104.76>

Anexo A

En el Anexo 1, se proporciona el código G empleado en la ejecución de los movimientos para este dispositivo de rehabilitación de la extremidad superior. Los detalles específicos se pueden encontrar en las Tablas 7, 8, 9, 10 y 11. Para la generación de las trayectorias parabólicas que corresponden a las características físicas del brazo y el antebrazo, se hizo uso de un programa de MATLAB™, y los resultados pueden consultarse en la Tabla 12.

Tabla 7 Código G de Abducción Horizontal.

Código G	
M3	G01 X49.8 Y49.8 Z-79.5 F100
G21	G01 X52.19 Y52.19 Z-71.13 F100
G00 X0 Y0 Z0	G01 X53.8 Y53.8 Z-62.2 F100
G01 X9.2 Y9.2 Z-.8 F100	G01 X53 Y53 Z-53 F100
G01 X18.1 Y18.1 Z-3.19 F100	G01 X52.19 Y52.19 Z-43.8 F100
G01 X26.5 Y26.5 Z-7.1 F100	G01 X49.8 Y49.8 Z-34.87 F100
G01 X34.07 Y34.07 Z-12.41 F100	G01 X45.9 Y45.9 Z-26.5 F100
G01 X40.6 Y40.6 Z-18.93 F100	G01 X40.6 Y40.6 Z-18.93 F100
G01 X45.9 Y45.9 Z-26.5 F100	G01 X34.07 Y34.07 Z-12.41 F100
G01 X49.8 Y49.8 Z-34.87 F100	G01 X26.5 Y26.5 Z-7.1 F100
G01 X52.19 Y52.19 Z-43.8 F100	G01 X18.1 Y18.1 Z-3.19 F100
G01 X53 Y53 Z-53 F100	G01 X9.2 Y9.2 Z-.8 F100
G01 X53.8 Y53.8 Z-62.2 F100	G01 X0 Y0 Z0 F100
G01 X52.19 Y52.19 Z-71.13 F100	M30
G01 X49.8 Y49.8 Z-79.5 F100	

Tabla 8 Código G de Flexión de codo.

Código G	
M3	G01 X21.6 Y21.6 Z15.1335 F100
G21	G01 X20.8 Y20.8 Z13.2798 F100
G00 X0 Y0 Z0	G01 X19.9 Y19.9 Z11.5 F100
G01 X2.0046 Y2.0046 Z0.087 F100	G01 X18.8 Y18.8 Z9.8077 F100
G01 X3.99 Y3.99 Z.34 F100	G01 X17.6 Y17.6 Z8.2159 F100
G01 X5.95 Y5.95 Z.78 F100	G01 X16.2 Y16.2 Z6.7365 F100
G01 X7.86 Y7.86 Z1.3871 F100	G01 X14.7 Y14.7 Z5.3810 F100
G01 X9.72 Y9.72 Z2.1549 F100	G01 X13.19 Y13.19 Z4.1595 F100
G01 X11.5 Y11.5 Z3.0814 F100	G01 X11.5 Y11.5 Z3.0814 F100
G01 X13.19 Y13.19 Z4.1595 F100	G01 X9.72 Y9.72 Z2.1549 F100
G01 X14.7 Y14.7 Z5.3810 F100	G01 X7.86 Y7.86 Z1.3871 F100
G01 X16.2 Y16.2 Z6.7365 F100	G01 X5.95 Y5.95 Z0.7837 F100
G01 X17.6 Y17.6 Z8.2159 F100	G01 X3.99 Y3.99 Z.34 F100
G01 X18.8 Y18.8 Z9.8077 F100	G01 X2.0046 Y2.0046 Z0.087 F100
G01 X19.9 Y19.9 Z11.5 F100	G01 X0 Y0 Z0 F100
G01 X20.8 Y20.8 Z13.2798 F100	M3
G01 X21.6 Y21.6 Z15.1335 F100	
G01 X22.2 Y22.2 Z17.0472 F100	
G01 X22.6 Y22.6 Z19.0061 F100	
G01 X22.9 Y22.9 Z20.9954 F100	
G01 X23 Y23 Z23 F100	
G01 X23 Y23 Z23 F100	

G01 X22.9 Y22.9 Z20.9954 F100

Tabla 9 Código G de circunducción de hombro.

Código G	
M3	G01 X7 Y7 Z0 F100
G21	G01 X3 Y3 Z0 F100
G00 X0 Y0 Z0	G01 X-1 Y-1 Z0 F100
G01 X1 Y1 Z0 F100	G01 X-5 Y-5 Z0 F100
G01 X5 Y5 Z0 F100	G01 X-9 Y-9 Z0 F100
G01 X9 Y9 Z0 F100	G01 X-13 Y-13 Z0 F100
G01 X13 Y13 Z0 F100	G01 X-17 Y-17 Z0 F100
G01 X17 Y17 Z0 F100	G01 X-21 Y-21 Z0 F100
G01 X21 Y21 Z0 F100	G01 X-25 Y-25 Z0 F100
G01 X25 Y25 Z0 F100	G01 X-33 Y-33 Z0 F100
G01 X29 Y9 Z0 F100	G01 X-25 Y-25 Z0 F100
G01 X33 Y33 Z0 F100	G01 X-17 Y-17 Z0 F100
G01 X31 Y31 Z0 F100	G01 X-11 Y-11 Z0 F100
G01 X27 Y27 Z0 F100	G01 X-9 Y-9 Z0 F100
G01 X23 Y23 Z0 F100	G01 X-5 Y-5 Z0 F100
G01 X19 Y19 Z0 F100	G01 X-1 Y-1 Z0 F100
G01 X15 Y15 Z0 F100	G00 X0 Y0 Z0 F100
G01 X11 Y11 Z0 F100	

Tabla 10 Código G de rotación externa de codo.

Código G	
M3	G01 X24 Y24 Z0 F100
G21	G01 X21 Y21 Z0 F100
G00 X0 Y0 Z0	G01 X17 Y17 Z0 F100
G01 X1 Y1 Z0 F100	G01 X13 Y13 Z0 F100
G01 X5 Y5 Z0 F100	G01 X9 Y9 Z0 F100
G01 X9 Y9 Z0 F100	G01 X5 Y5 Z0 F100
G01 X13 Y13 Z0 F100	G01 X1 Y1 Z0 F100
G01 X17 Y17 Z0 F100	G00 X0 Y0 Z0 F100
G01 X21 Y21 Z0 F100	

Tabla 11 Código G de flexión de codo.

Código G	
M3	G01 X24 Y24 Z0 F100
G21	G01 X21 Y21 Z0 F100
G00 X0 Y0 Z0	G01 X17 Y17 Z0 F100
G01 X1 Y1 Z0 F100	G01 X13 Y13 Z0 F100
G01 X5 Y5 Z0 F100	G01 X9 Y9 Z0 F100
G01 X9 Y9 Z0 F100	G01 X5 Y5 Z0 F100
G01 X13 Y13 Z0 F100	G01 X1 Y1 Z0 F100
G01 X17 Y17 Z0 F100	G00 X0 Y0 Z0 F100
G01 X21 Y21 Z0 F100	

Tabla 12 Trayectoria de parábolas en MATLAB.

Programa de trayectorias de parábolas

```
lb=53; %Longitud brazo
%calculo de puntos
n=30;
% inc=lb/n;
% for i=1:n
%     x(i)=inc+inc*(i-1);
%     y(i)=sqrt(lb*lb-x(i)*x(i));
% end
% plot(x,y);

% en ángulo
ang=10*pi/180;
ang2=10*pi/180;
n2=(140*pi/180)/ang;
figure
for j=1:n2
    x2(j)=-lb*cos(ang2);
    y2(j)=lb*sin(ang2);
    ang2=ang2+ang
end
plot(x2,y2)
```

Anexo B

- **Sistema de control.**

La finalidad del sistema de control es obtener un control efectivo sobre las variables de salida al manipular las variables de control para alcanzar valores predeterminados. Un sistema de control ideal debe cumplir con los siguientes requisitos:

Garantizar la estabilidad y mantener la robustez frente a perturbaciones y errores en los modelos.

Ser altamente eficiente de acuerdo con un criterio preestablecido. Normalmente, este criterio implica que la acción de control sobre las variables de entrada debe ser realizable, evitando comportamientos bruscos e irreales.

Ser de fácil implementación y operación en tiempo real, con la asistencia de un ordenador.

En esta investigación, se consideran las dimensiones antropométricas de la población latina, específicamente en México, para un rango de edades entre 18 y 68 años, teniendo en cuenta tanto el sexo femenino como el masculino (Contini et al., 1963). Consulte la Tabla 13 para más detalles.

Tabla 13 Parámetros de extremidad superior masculina y femenina de 70 Kg y 1,70 de talla.

Parámetros de extremidades superiores de mexicanos.	
Mano	0.7 Kg.
Antebrazo	1.6 Kg.
Brazo	2.7 Kg.

- **Clasificación.**

Las investigaciones para el desarrollo de dispositivos para rehabilitación se dividen actualmente en cuatro tipos de aplicaciones, las cuales son conceptualmente diferentes.

- **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.

- **Dispositivo de asistencia (amplificador humano):**

El operador maneja cargas en una escala reducida, el exoesqueleto carga la mayor cantidad de peso.

- **Dispositivo óptico:**

El sujeto interactúa con objetos virtuales, mientras que la fuerza generada a través de la interacción genera una retroalimentación virtual.

- **Dispositivo maestro:**

Remplazando el ambiente virtual con un control real, el operador lo utiliza para controlar un sistema robótico en un modo de operación (maestro/esclavo) Vázquez et al., (2019).

A partir de dichas clasificaciones, se puede concluir que la presente investigación se enfoca a los dispositivos de rehabilitación para fisioterapia.

- **Actuadores.**

1. **Motores a pasos:**

Los motores paso a paso (PaP) son ampliamente reconocidos por su excepcional precisión en el control de posicionamiento, lo que los convierte en una elección popular en diversas aplicaciones industriales y educativas. Su capacidad para girar el eje de salida en pasos definidos se debe a su diseño que incluye bobinas independientes y un eje con múltiples polos. La rotación completa del eje se divide en un número fijo de pasos, que en este caso son 200 pasos, cada uno correspondiendo a 1,8 grados de movimiento.

Estos motores permiten el desarrollo de aplicaciones necesarias para el control de posición y velocidad con una notable repetitividad, sin requerir retroalimentación. Es esencial asegurar que el motor paso a paso esté dimensionado adecuadamente para la tarea en cuestión. El tipo de motor utilizado en este caso es bipolar de 4 cables, con una corriente nominal por fase de 2,5 A y un par máximo de 9 kg/cm.

Un controlador PaP como el THB604AH incorpora internamente una máquina de estados que simplifica el desarrollo de software (Naylamp, 2021). Estos motores son altamente apreciados por su facilidad de manipulación, su impresionante precisión y su generoso torque de 9 kg/cm, lo que los convierte en componentes ampliamente utilizados en la industria y en proyectos. Además, su asequibilidad y disponibilidad hacen que sean una elección económica y conveniente para prototipos y adquisición de motores.

2. **Motorreductor:**

Los motores reductores son componentes ampliamente utilizados en la industria y en el desarrollo de proyectos, ya que tienen la capacidad de reducir de manera significativa la velocidad de otros motores. Estos motores se caracterizan por varias cualidades:

La fuerza que impulsa el equipo para que gire a una velocidad determinada.

La relación entre esta fuerza y el tiempo de giro se conoce como potencia del motor reductor.

El torque es directamente proporcional a la fuerza de giro, lo que significa que la carga debe estar en relación con ella.

En el caso de este proyecto específico, se emplea un motor de CD de alto torque con 10 Kg de fuerza, 12 V de voltaje y 150 RPM de velocidad. Además, cuenta con una relación de transmisión de 70:1. Estas especificaciones se ajustan a las necesidades de carga mencionadas para la extremidad, que ascienden a 6 Kg (Dynamo, 2021). Consulta la Figura 93 para más detalles.



Figura 93 Motorreductor con encoder 70:1 (Dynamo, 2021).

● Sensores.

1. Encoder:

El encoder rotatorio está encargado de convertir los movimientos rotacionales en impulsos eléctricos de onda cuadrada o sinusoidal. Este tipo de sensor es de utilidad para registrar la posición de distintos objetos (Contaval, 2021).

2. Goniómetro:

En la industria biomédica, la goniometría se aplica en la fabricación y el diseño de aparatos de medición, de instrumental quirúrgico, de prótesis, de órtesis y para evaluar los rangos de los pacientes que tengan algún problema relacionado a la movilidad (Taboadela, 2007). El goniómetro es un instrumento de medición con forma circular o semicircular, con una graduación de 180 a 360 grados, es muy utilizado en áreas muy extensa como construcción, ingeniería y medicina, entre otras. Se utiliza para medir un ángulo entre dos cuerpos u objetos (Interferenciales, 2017; Materiales de laboratorio, 2019). Ver Figura 94.

En la industria biomédica, la goniometría encuentra múltiples aplicaciones, que incluyen la fabricación y diseño de instrumentos de medición, herramientas quirúrgicas, prótesis y órtesis, así como la evaluación de los rangos de movimiento en pacientes con limitaciones de movilidad (Taboadela, 2007). El goniómetro, un dispositivo de medición con forma circular o semicircular y una escala que abarca de 180 a 360 grados, se utiliza extensamente en diversos campos, como la construcción, la ingeniería y la medicina, entre otros. Su principal función es medir con precisión los ángulos entre dos objetos o superficies (Interferenciales, 2017; Materiales de laboratorio, 2019). Consulte la Figura 94.



Figura 94 Goniómetro digital (Materiales de laboratorio, 2019).

Para emplear un goniómetro, primero se posiciona la articulación en su posición de reposo, y luego se asegura una de las dos reglas a un punto inmóvil, mientras que la otra regla se fija a la extremidad en cuestión. La regla que permanece en posición fija servirá como referencia mientras la otra se desliza junto con la extremidad (Kramer, 2012). Consulte la Figura 95.

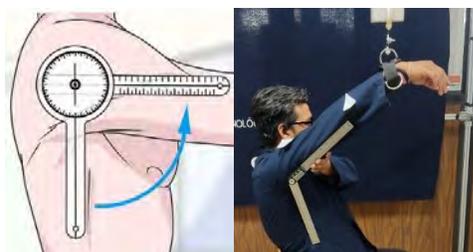


Figura 95 Medición de goniómetro.

3. Visión por computadora:

La visión por computadora es una disciplina que engloba una amalgama de conceptos, técnicas e ideas procedentes del procesamiento de imágenes digitales, el reconocimiento de patrones, la inteligencia artificial y los gráficos de computadora. Su objetivo primordial consiste en crear modelos y extraer información a partir de imágenes.

Uno de los desafíos fundamentales en esta área radica en la sensibilidad de los parámetros, la eficacia de los algoritmos y la precisión de los resultados obtenidos. La computadora por visión encuentra aplicaciones en diversas áreas, como la automatización en líneas de ensamblaje, el análisis de sensores remotos, la robótica, la comunicación humano-computadora y el desarrollo de herramientas destinadas a personas con discapacidad visual (Wiley & Lucas, 2018).

● Elementos de transmisión.

1. Poleas:

El propósito de una polea en V es facilitar el desplazamiento o elevación de objetos. Esta polea, que consta de una estructura suspendida que gira alrededor de un eje, utiliza el diseño en V para asegurar un movimiento fluido de una cuerda (Intermec, 2019). Ver Figura 96.

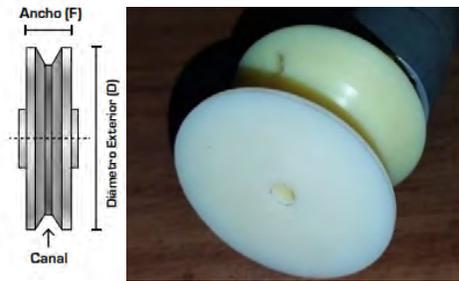


Figura 96 Polea Corte en V (Intermec, (2019).

2. Bandas dentadas:

La banda dentada comúnmente es utilizada en industrias o proyectos de bricolaje, siendo capaz de transmitir movimiento lento con precisión con ayuda de sus dientes, evitando las transmisiones metal-metal (Gates, 2009). Ver Figura 97.

Las bandas dentadas son ampliamente empleadas tanto en la industria como en proyectos de bricolaje. Su principal ventaja radica en su capacidad para transmitir movimiento con gran precisión mediante la utilización de dientes, lo que evita las transmisiones directas entre piezas metálicas (Gates, 2009), en la Figura 97, se muestra la descripción de la banda dentada.



Figura 97 Banda Poly Chain GT2-5M (Gates, 2009).

3. Rueda Sólida V-Slot:

Las ruedas V-slot son muy utilizadas para el ámbito industrial y generación de proyectos. El recubrimiento engomado en los rodamientos permite evitar la transición de metal-metal. Lo cual a su vez disminuye el desgaste (OpenBuilds, 2022; OpenBuilds México, 2022). Ver Figura 98.



Figura 98 Rueda solid V- wheel kit (OpenBuilds, 2022).

• Material Estructural.

1. Perfil de aluminio 30x30:

Los perfiles de aluminio ranurado, tanto el tipo I como el tipo B, son ampliamente empleados en la industria y proyectos educativos debido a su sencillez de montaje y construcción. Una de las principales ventajas de estos perfiles radica en la posibilidad de utilizar sus ranuras como guías (Norelem, 2022). Para obtener una representación visual, consulte la Figura 99.



Figura 99 Perfil ranurado de aluminio (Indicación técnica para perfil de aluminio, 2022).

2. Filamento:

El filamento de ácido polilactico (PLA) es un polímero termoplástico biodegradable conocido por su alta maleabilidad, lo que lo hace ideal para la fabricación de piezas personalizadas de bajo costo en el ámbito del prototipado rápido. Este material se caracteriza por tener una temperatura de fusión de aproximadamente 180 grados centígrados y una resistencia a la tracción de alrededor de 60 MPa (Dynapro, 2022; FLEXCO, 2018).

3. Cable de acero galvanizado:

Para transformar el movimiento rotacional de la polea en un movimiento lineal para la extremidad superior, se emplea un cable de acero con un calibre estandarizado de 1/16 de pulgada. Según la ficha técnica, este calibre tiene una capacidad de trabajo de 31 kg y una capacidad máxima de ruptura de 184 kg. La elección de este calibre se basó en su disponibilidad y facilidad de adquisición (Dogotuls, 2017). Consulte la Tabla 14 para obtener más detalles.

Tabla 14 Cables galvanizados (Dogotuls, 2017).

CABLE DE ACERO GALVANIZADO 7 X 7								
CLAVE	DESCRIPCIÓN	DIÁMETRO	LARGO (m/rollo)	PESO NETO (kg)	T/S (N/mm ²)	LAY	CAP. MÁXIMA (RUPTURA) (kg)	CAP. DE TRABAJO (kg)
HK5131	7x7	3/32"	100m	2.2	1770	RHRL	408	68
HK5132	7x7	1/8"	100m	4	1770	RHRL	714	119
HK5133	7x7	3/16"	100m	8.9	1770	RHRL	1,612	269
HK5171	7x7	1/16"	100m	1	1770	RHRL	184	31
HK5172	7x7	1/16"	457m	4.6	1770	RHRL	184	31



1. Grillete para muñeca:

Los grilletes tienen aplicaciones tanto en la industria como en el ámbito deportivo, siendo utilizadas para prevenir lesiones en las extremidades superiores e inferiores. Están confeccionados con neopreno y se aseguran mediante velcro industrial. Cada grillete tiene una capacidad de carga máxima de hasta 200 kg (Grillete Tobillo Crossover Gym, 2022; Poleas Gimnasio, 2022). El uso de neopreno contribuye a reducir el contacto de la extremidad con posibles elementos metálicos o rígidos que podrían causar daños o lesiones en la piel del usuario.

2. Cinturón de seguridad para silla:

Un cinturón abdominal transpirable ofrece soluciones para abordar problemas de inestabilidad, previniendo inclinaciones, desplazamientos o posturas incorrectas por parte del paciente. Estos dispositivos proporcionan una sujeción sólida y cómoda en la región abdominal (Ortopedia, 2022). Consulte la Figura 100 para una representación visual.



Figura 100 Arnés para silla (Ortopedia, 2022).

3. Férula de fijación de codo:

La férula de fijación cumple la función crucial de inmovilizar el codo, involucrando la protección de cinco nervios: el radial, mediano, cubital, cutáneo medial del antebrazo y cutáneo lateral del antebrazo (Thompson & Zlotolow, 2013). En este proyecto en particular, la férula de fijación se emplea para mantener la articulación del codo en una posición estable, proporcionando un sólido soporte y estabilización (Ortesis Natal, 2023).

Tabla 15 Componentes de que conforman el rehabilitador.

Nombre	Cantidad	Costos unitarios	Peso	Capacidad de carga	Especificación
Rueda sólida V	8 Pz	\$75 c/u	.08 kg	NA	Material: POM (Polióxido de Metileno), se puede usar con perfil estructural de 20X20 están hechas para soportar el movimiento contante.
Banda dentada Gt2	12m	\$75 m	.45 kg	NA	Gt2 pitch 2 mm, Ancho:6 mm, Altura de banda:1.52 mm, Altura de dientes: 0.76 mm, Dientes por metro: 500.
Polea Dentada 6 mm Gt2	3 Pz	\$130 c/u	.01 kg	NA	Mide 16 mm de diámetro, El diámetro de la selección de engranes es de 12.2 mm, 5 mm de diámetro interno, Material de aluminio.
Polea Gt2 Lisa	3 Pz	\$90 c/u	.01 kg	NA	Polea de 16 mm, Material: Aluminio
Cable de Acero Galvanizado 1/16.	4 m	\$10 u/m	.05 kg	31 kg	Capacidad máxima de carga de 184 kg, Capacidad de trabajo de 31 kg,
Grilletes para muñeca GYM	2 Pz	\$75 c/u	.18 kg	400 kg	Carga de trabajo de 300 kg, Forjado en acero al carbono con acabado galvanizado resistente a la corrosión.
Nudo para cable 1/8	2 Pz	\$10 c/u	.01 kg	NA	Fabricado en hierro maleable con acabado galvanizado.
PLA 1.75 mm	1 Pz	\$600 c/u	1.1 kg	35 kg /cm ²	Diámetro de 1.75, Peso neto:750 g, Longitud de filamento 95 m.

Perfil de Aluminio 30x30	23 m	\$292 m	1.7 kg	NA	Material: Aluminio, Perfil de aluminio 30X30, tamaño de ranura de 8 mm,
Motor Nema 23	3 Pz	\$600 c/u	NA	12 kg/cm	Ángulo de paso: 1.8 grados, pasos:200 por vuelta, Corriente fase 2A/Fase, Torque 14 kg/cm.
Driver Motor a pasos Nema 23	3 Pz	\$600 c/u	NA	NA	Voltaje de 8 a 35 Volts, Capacidad máxima de bobina de 2 A.
Motor Reductor con tren De engranes	1 Pz	\$300 c/u	NA	10 kg/cm	12 V, 150 RPM, Torque; 27 kg, 5.5 A de corriente pico, reducción de 70:1 revolución.
Fuente conmutada	1 Pz	\$400 c/u	NA	NA	Alimentación de 127 V, Consumo de potencia 120 Watts, Salida de Voltaje 11.5-12.5 V, Salida de corriente 10A máxima.
Férula de fijación	1 Pz	\$700 c/u	NA	NA	Tejido: Tela
Tornillos 3/4 y ½ pul.	100 Pz	NA	NA	NA	Diámetro roscó de 19.1 mm, Lago tornillo 112 mm. Cabeza 31 mm. Largo de rosca 100 mm.
Cinturón de seguridad para silla arnés de seguridad	1 Pz	\$477 Pz	.32 kg	NA	Material: malla, esponja, cincha, hebilla, Tamaño 45 cm/17.7 pulgadas.
			47. kg		

10. Visión por computadora

Una vez obtenidas las coordenadas XY de ambos marcadores en la imagen, se procede al cálculo del ángulo en el plano 2D utilizando la función `Math.atan2` proporcionada por Java. Asimismo, se calcula la distancia entre los puntos.

Este proceso genera cinco conjuntos de datos. La tasa de adquisición de datos es de 1 por cada 10 fotogramas, considerando que los videos utilizados tienen una velocidad de 30 fotogramas por segundo. Por lo tanto, se obtiene 3 datos por segundo.

Los datos obtenidos para cada fotograma analizado incluyen:

Posición: Representa las coordenadas XY de los 2 marcadores encontrados en centímetros. Se obtienen dos pares de valores, tomando como origen la esquina inferior izquierda. Además, se permite definir un desplazamiento en X e Y para ajustar el origen de las coordenadas, ya que los marcadores y la persona pueden encontrarse lejos del origen del fotograma en la imagen. Esto se hace con el fin de facilitar la interpretación de los resultados.

Ángulo: Indica el ángulo en grados formado entre los dos marcadores en relación con el tiempo. También se incluye la posibilidad de medir el desplazamiento angular, lo que permite iniciar con un ángulo distinto de cero, por ejemplo, cuando el brazo comienza extendido hacia abajo en lugar de hacia la derecha.

Velocidad angular: Muestra la velocidad angular medida en grados por segundo con respecto al tiempo. Este valor se calcula dividiendo la diferencia entre el fotograma anterior y el actual entre la diferencia de tiempo.

Aceleración angular: Refleja la aceleración angular en grados por segundo al cuadrado en función del tiempo. Similar a la velocidad angular, se calcula dividiendo la diferencia entre la aceleración angular anterior y la real entre la diferencia de tiempo entre ambos fotogramas.

Posición de la cuerda: Corresponde a la distancia observada de la cuerda en el fotograma. Para calcular este valor, utilice la posición del marcador más cercana al punto de agarre de la cuerda en el brazo. Se define un desplazamiento de modo que la posición más baja del marcador observada en el vídeo sea considerada cero. Sin embargo, se debe tener en cuenta que esta metodología podría no representar de manera precisa la altura de la cuerda en movimientos de flexión de codo, ya que la posición del marcador y el tipo de movimiento pueden afectar la medición. Para abordar esta situación, se editó un segundo vídeo basado en el original, en el que se colocó manualmente una marca cerca del punto de agarre de la cuerda en el brazo. Se generó una segunda máscara para ignorar el marcador en la imagen, permitiendo así obtener este dato con mayor precisión.

Además de los datos mencionados, el software ofrece varias herramientas y características, entre ellas:

Selección de fuente: Permite al usuario elegir el archivo de vídeo que utilizará.

Herramientas de dibujo de máscara: Al activar "Dibujar máscara", se habilita al usuario para realizar dibujos en el fotograma actual, con opciones para ajustar el tamaño de la brocha y realizar operaciones de dibujo y borrado. También se puede activar "Mostrar regla", que dibujó una regla sobre el fotograma actual para establecer la relación entre píxeles y centímetros. Para cambiar la posición de la regla, basta con colocar el cursor sobre el píxel deseado y presionar la barra espaciadora.

Propiedades de la fuente: Proporciona información sobre las dimensiones y la tasa de fotogramas del vídeo.

Fotograma actual: Muestra el fotograma en proceso y permite visualizar el vídeo. En esta vista se representan los marcadores encontrados, la línea entre ellos, la regla y la máscara si están activadas.

Vista auxiliar: Facilita la configuración del algoritmo, ofreciendo vistas intermedias de los resultados. Las opciones incluyen Escala de grises, Canny y Final, que muestran diferentes etapas del procesamiento.

Controles de reproducción de vídeo y captura de datos: Permite iniciar o detener la reproducción y procesamiento del vídeo, así como cambiar la posición actual. "Grabar video a archivo" permite guardar todos los fotogramas procesados en un archivo de salida hasta que se desactiva o se cierra el programa. "Capturar datos en las gráficas" permite que se agregue un punto de datos a las gráficas cada vez que se procesa un fotograma. También es posible seleccionar la frecuencia de procesamiento, determinando cuántos fotogramas se deben analizar.

Gráficos de datos de salida: Muestra los resultados y permite visualizar cómo se acumulan los datos a medida que se procesan. Consulte la Figura 101.

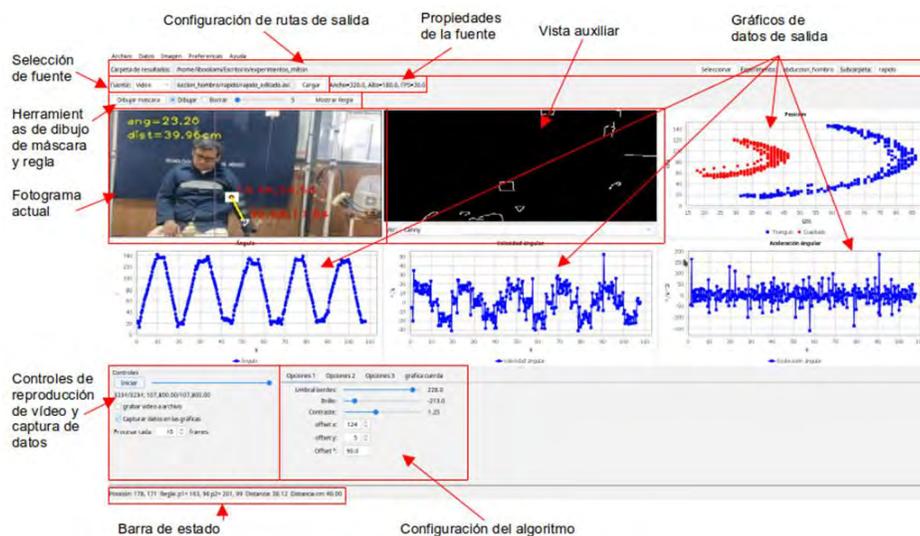
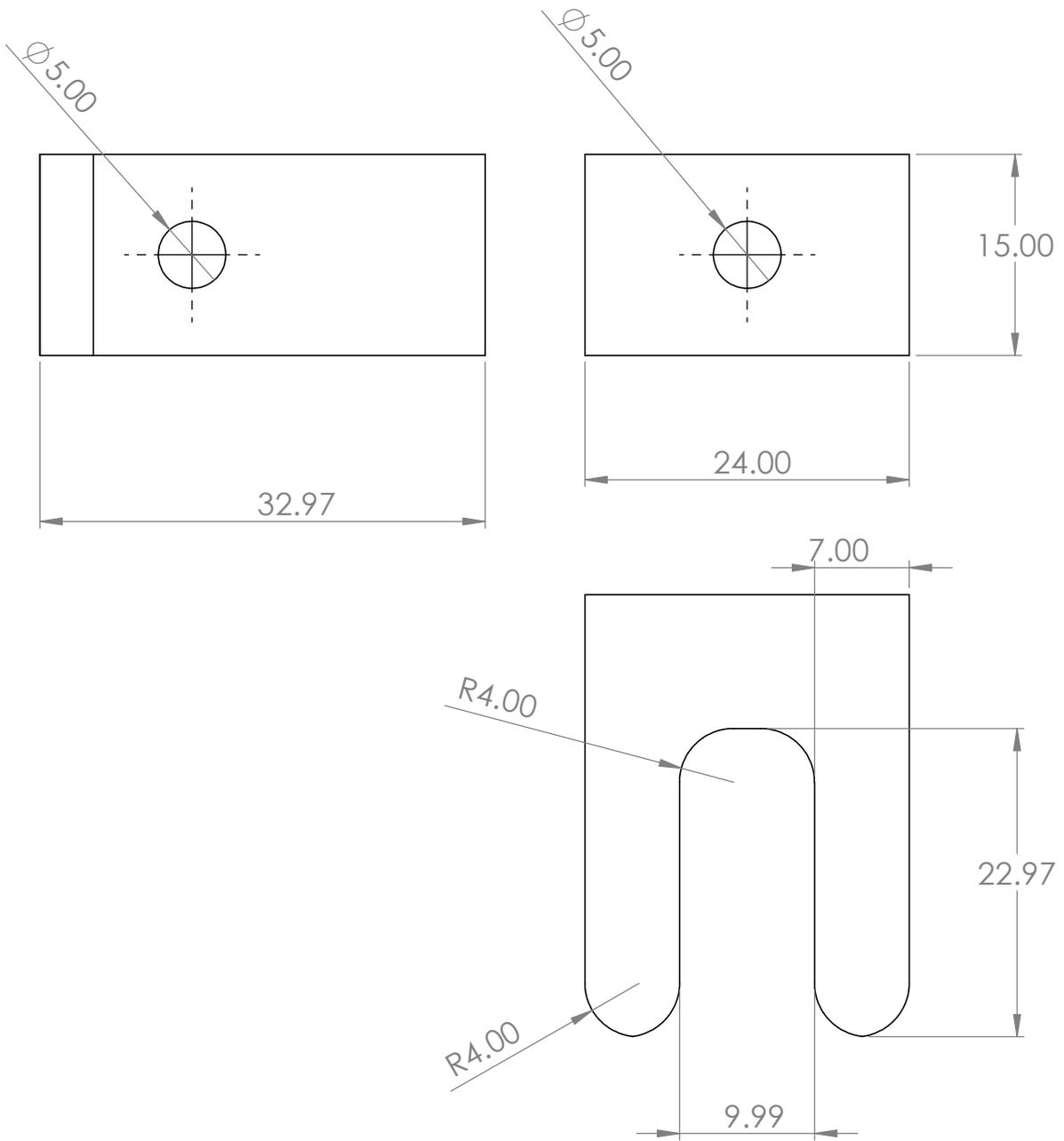


Figura 101 Ventana principal de la interfaz de usuario del programa descripción de partes.

Anexo C



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:
Milton Uriel Vargas Ortiz

cenidet[®]
 Centro Nacional de Investigación
 y Desarrollo Tecnológico

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

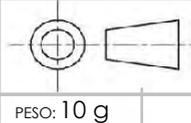
MATERIAL:
ABS

TÍTULO:
Reabilitador de miembros superiores

N.º DE DIBUJO
TENSOR DE REABILITADOR PAR 2

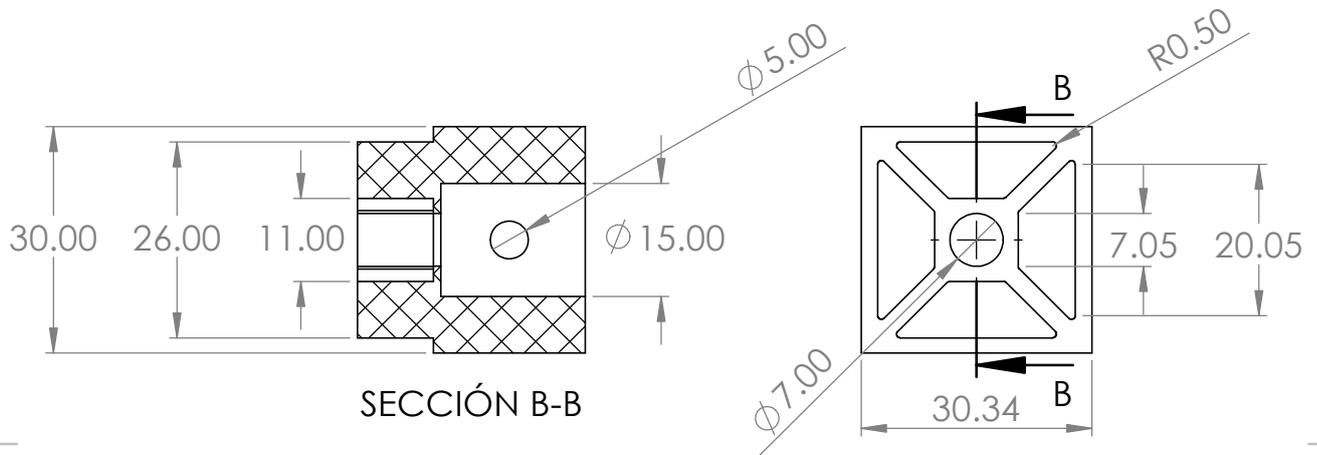
ESCALA: 2:1

HOJA 1 DE 1



PESO: 10 g

A4



SECCIÓN B-B

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:

Milton Uriel Vargas Ortiz

cenidet[®]
 Centro Nacional de Investigación
 y Desarrollo Tecnológico

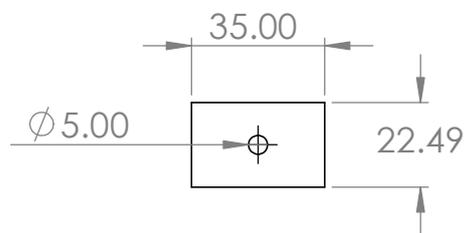
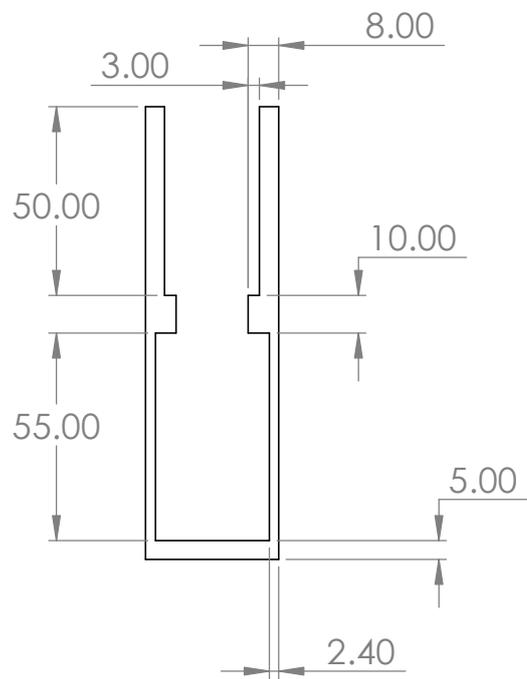
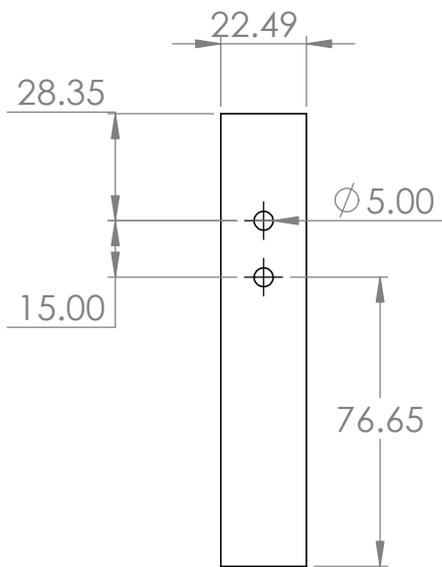
	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

MATERIAL:
ABS

PESO: 24 g

TÍTULO:	Reabilitador de miembros superiores
N.º DE DIBUJO	TENSOR DE REABILITADOR PAR 1
ESCALA: 1:1	HOJA 1 DE 1

A4



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:

Milton Uriel Vargas Ortiz

cenidet[®]
 Centro Nacional de Investigación
 y Desarrollo Tecnológico

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

MATERIAL:
ABS

TÍTULO:

Reabilitador de miembros superiores

N.º DE DIBUJO

Tensor PTR

A4

PESO: 30 g

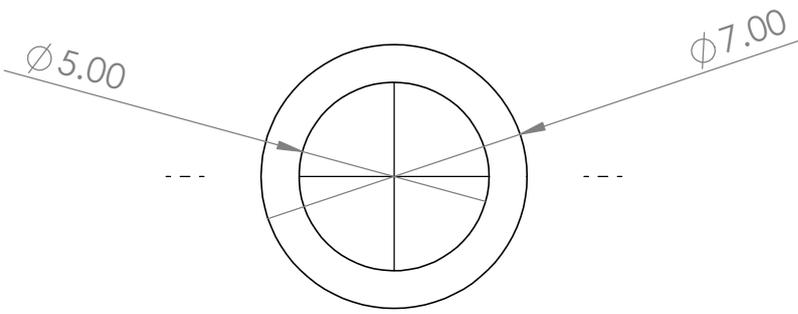
ESCALA: 1:2

HOJA 1 DE 1

4 3 2 1

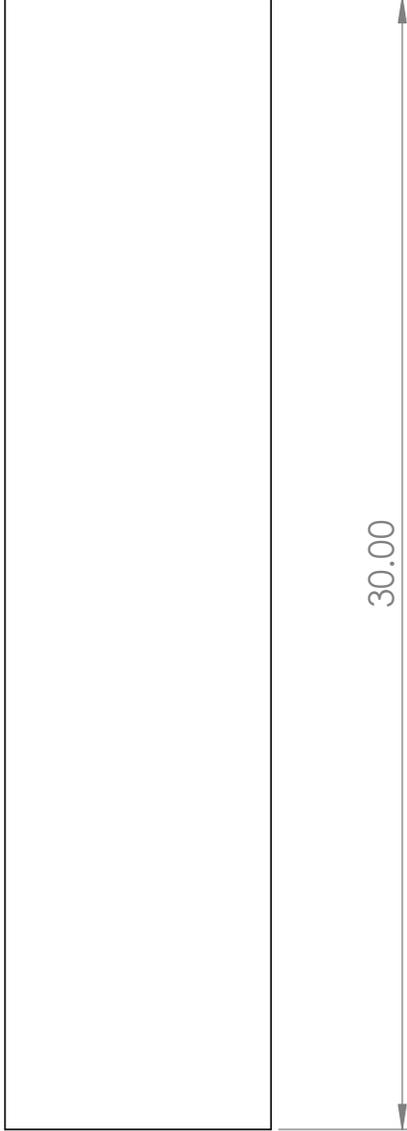
F

F



E

E



D

D

C

C

B

B

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:
Milton Uriel Vargas Ortiz

cenidet[®]
 Centro Nacional de Investigación
 y Desarrollo Tecnológico

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

MATERIAL:
ABS

PESO: 5 g

TÍTULO:
Reabilitador de miembros superiores

N.º DE DIBUJO
Separador 30mm

ESCALA: 2:1

HOJA 1 DE 1

A

A

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

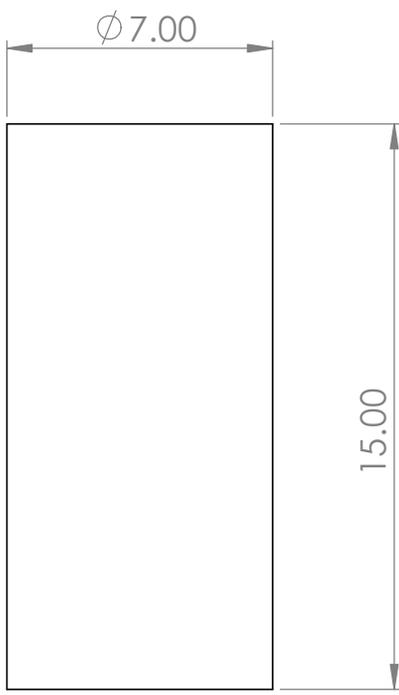
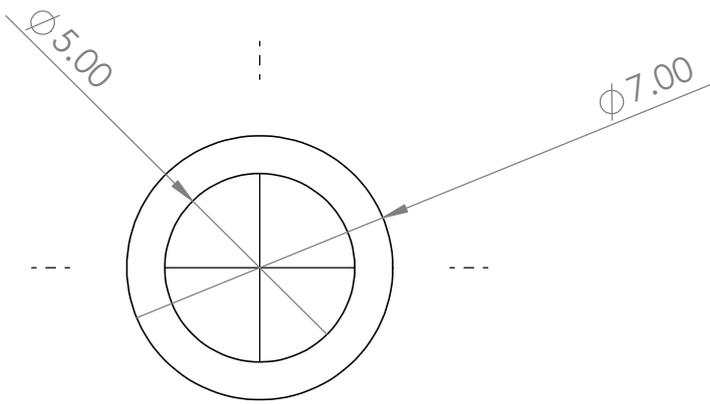
D

C

C

B

B



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:
Milton Uriel Vargas Ortiz

cenidet [®]
 Centro Nacional de Investigación
 y Desarrollo Tecnológico

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

MATERIAL:
ABS

PESO: 5 g

TÍTULO:
Reabilitador de miembros superiores

N.º DE DIBUJO
Separador 15mm

ESCALA: 5:1

HOJA 1 DE 1

A

A

4 3 2 1

4 3 2 1

F

F

E

E

D

D

C

C

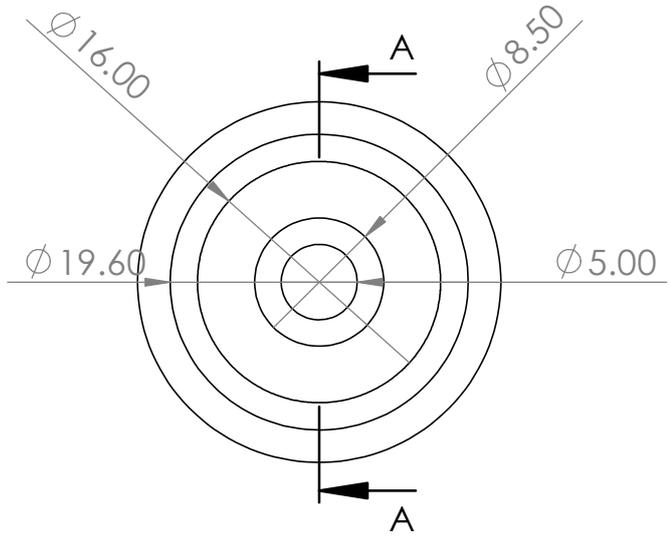
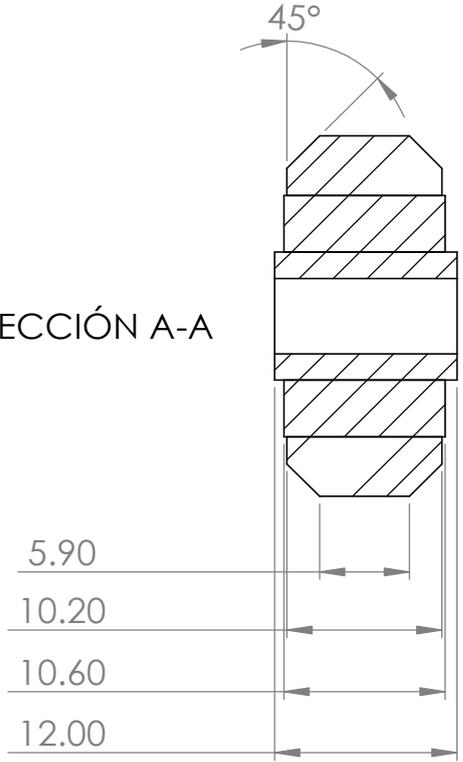
B

B

A

A

SECCIÓN A-A



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:
Milton Uriel Vargas Ortiz



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

MATERIAL:
ABS

TÍTULO:
Reabilitador de miembros superiores

N.º DE DIBUJO
Rueda ensamble

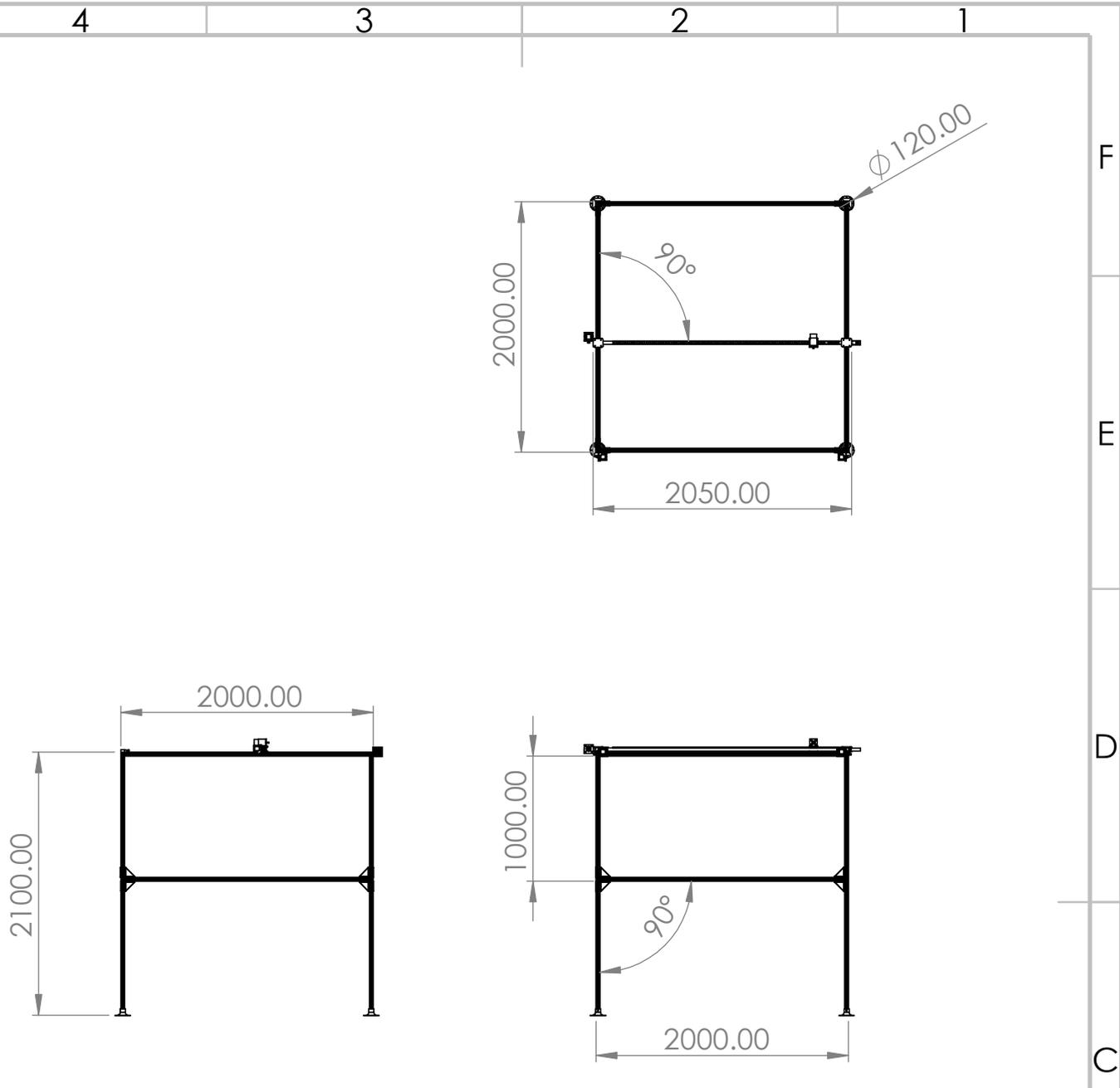
A4

4 3 2 1

PESO: 15 g

ESCALA: 2:1

HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:
Milton Uriel Vargas Ortiz



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

TÍTULO:
Reabilitador de miembros superiores

MATERIAL:
ABS

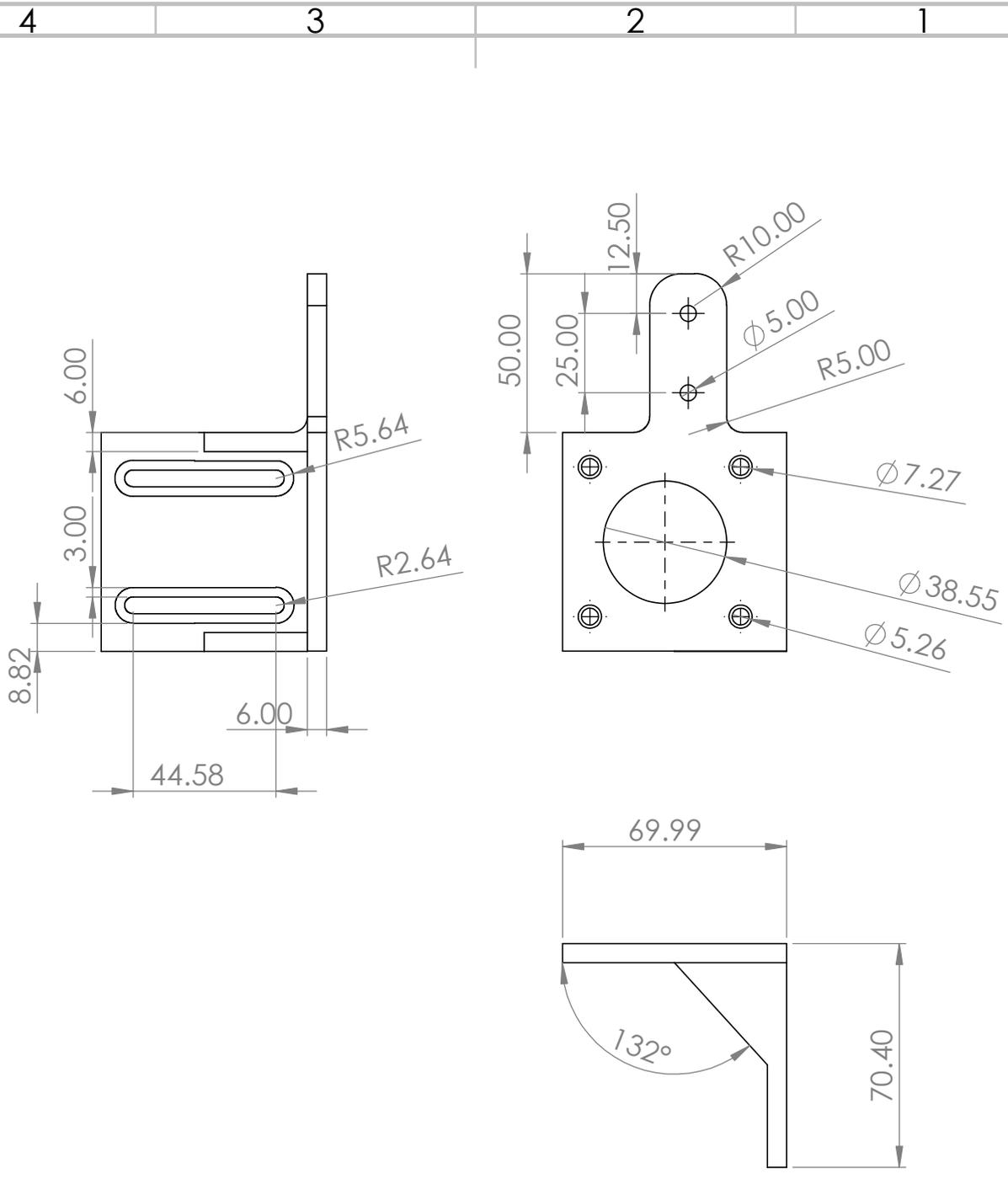
N.º DE DIBUJO
Reabilitador de miembros superiores Ensamble

A4

PESO: 164 g

ESCALA: 1:50

HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:
Milton Uriel Vargas Ortiz



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

MATERIAL:
ABS

TÍTULO:
Reabilitador de miembros superiores

N.º DE DIBUJO
PTR2Nema23

ESCALA: 1:2

HOJA 1 DE 1

PESO: 71 g

A4

4 3 2 1

F

F

E

E

D

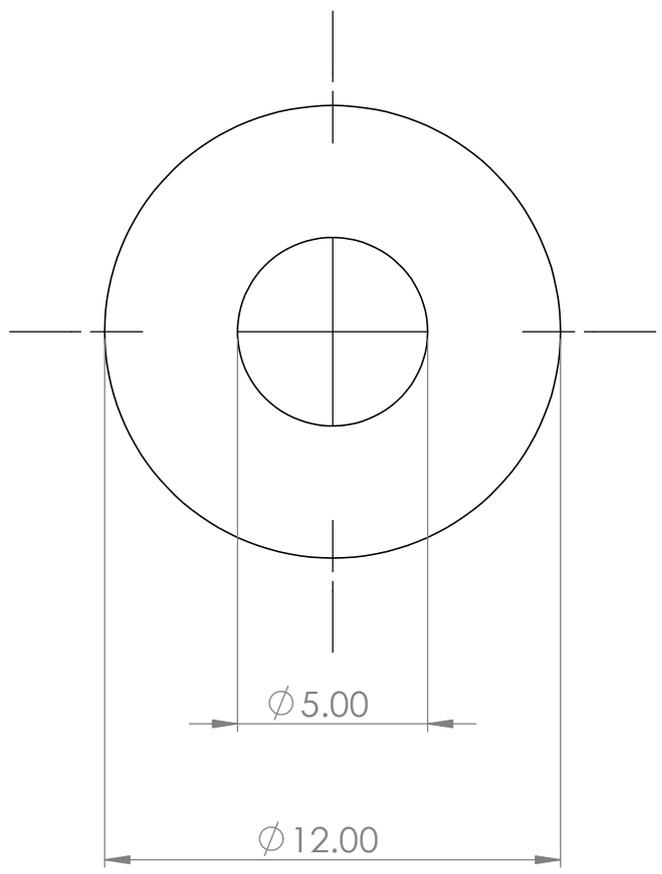
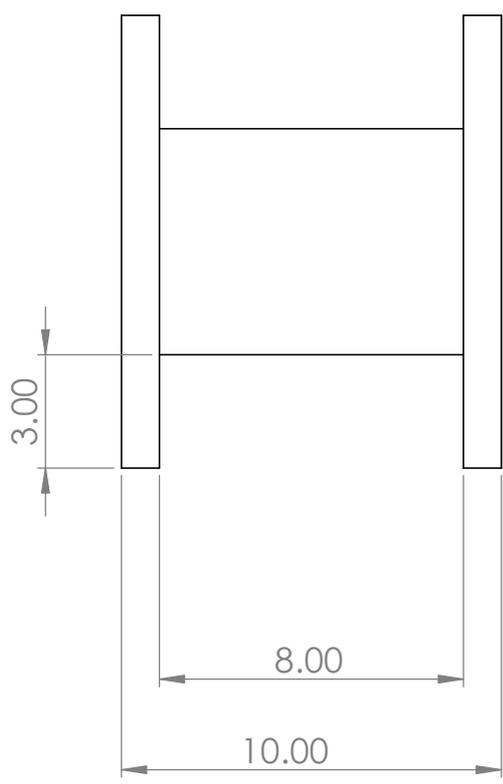
D

C

C

B

B



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:
Milton Uriel Vargas Ortiz



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

MATERIAL:
Aluminio

TÍTULO:
Reabilitador de miembros superiores

N.º DE DIBUJO
Polea nema 23

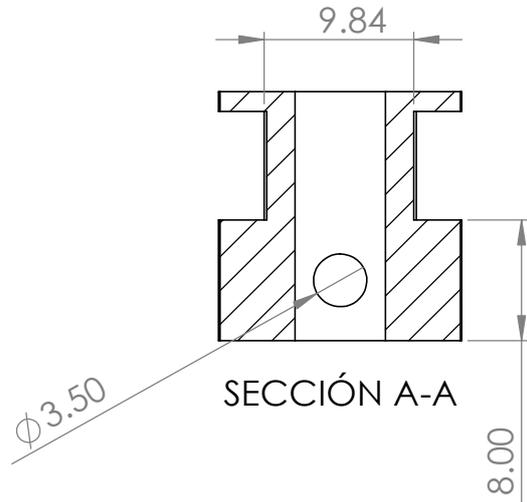
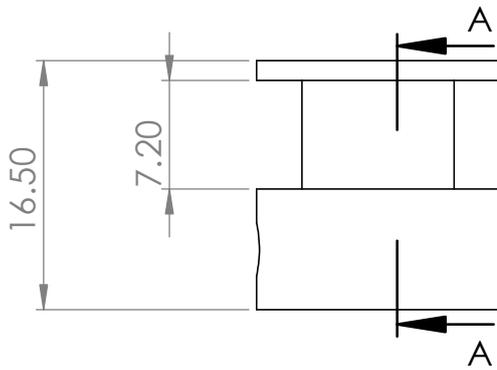
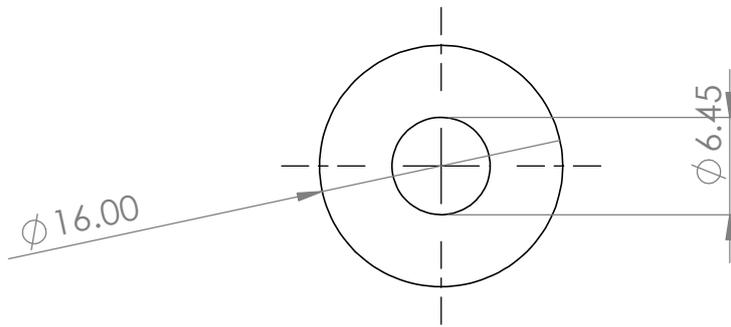
A4

PESO: 5 g ESCALA: 5:1 HOJA 1 DE 1

4 3 2 1

A

A



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:

Milton Uriel Vargas Ortiz

cenidet[®]
 Centro Nacional de Investigación
 y Desarrollo Tecnológico

	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

MATERIAL:
Aluminio

PESO: 5 g

TÍTULO:

Reabilitador de miembros superiores

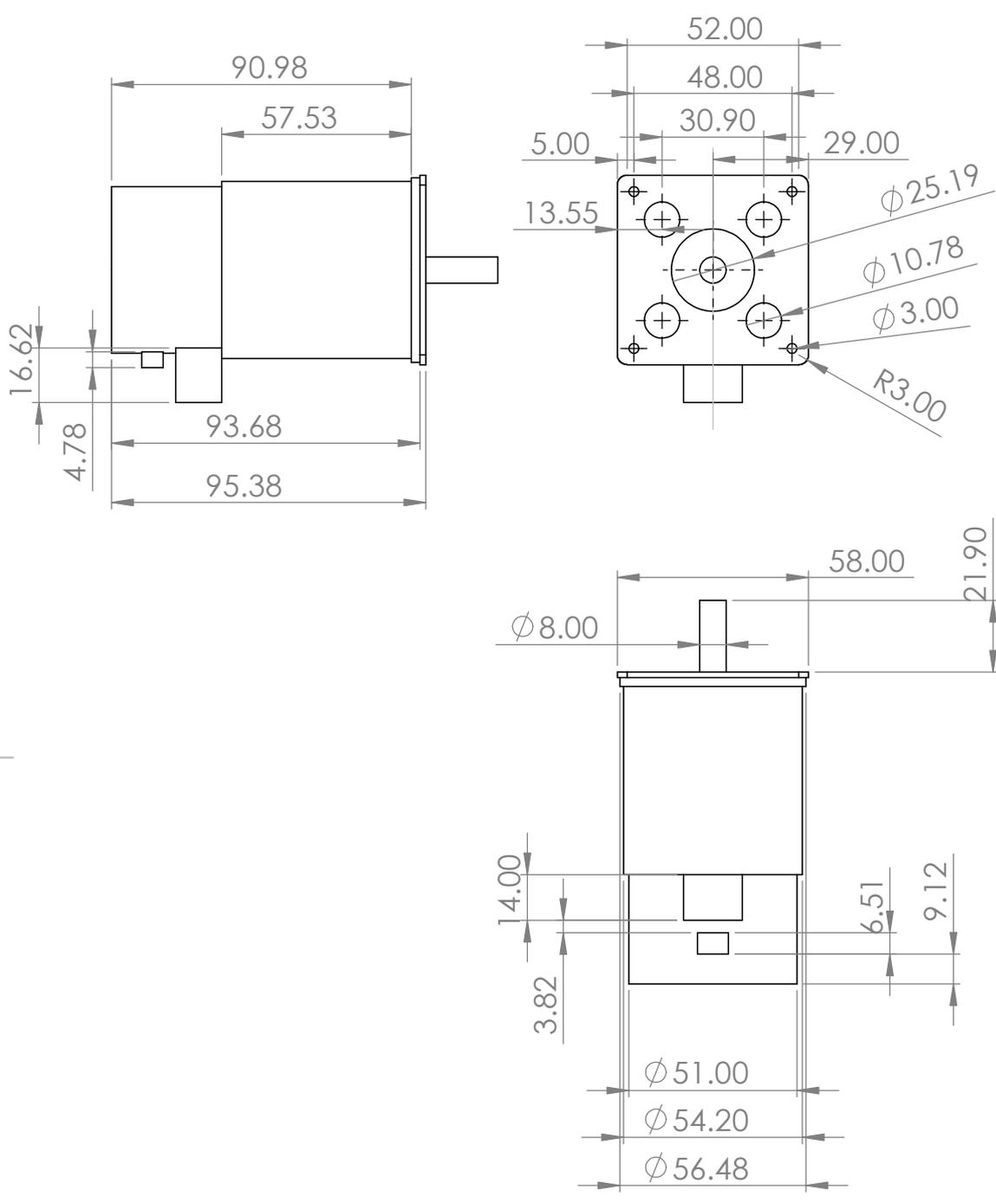
N.º DE DIBUJO

engrane nema 23

A4

ESCALA:2:1

HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:
Milton Uriel Vargas Ortiz



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

MATERIAL:
ABS

TÍTULO:
Reabilitador de miembros superiores

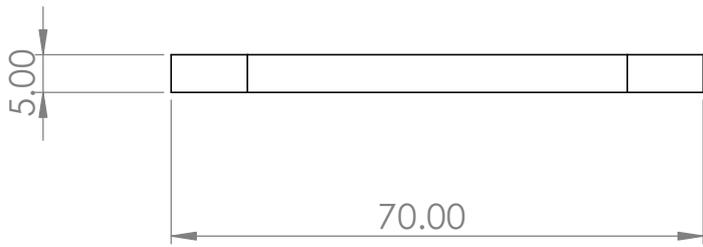
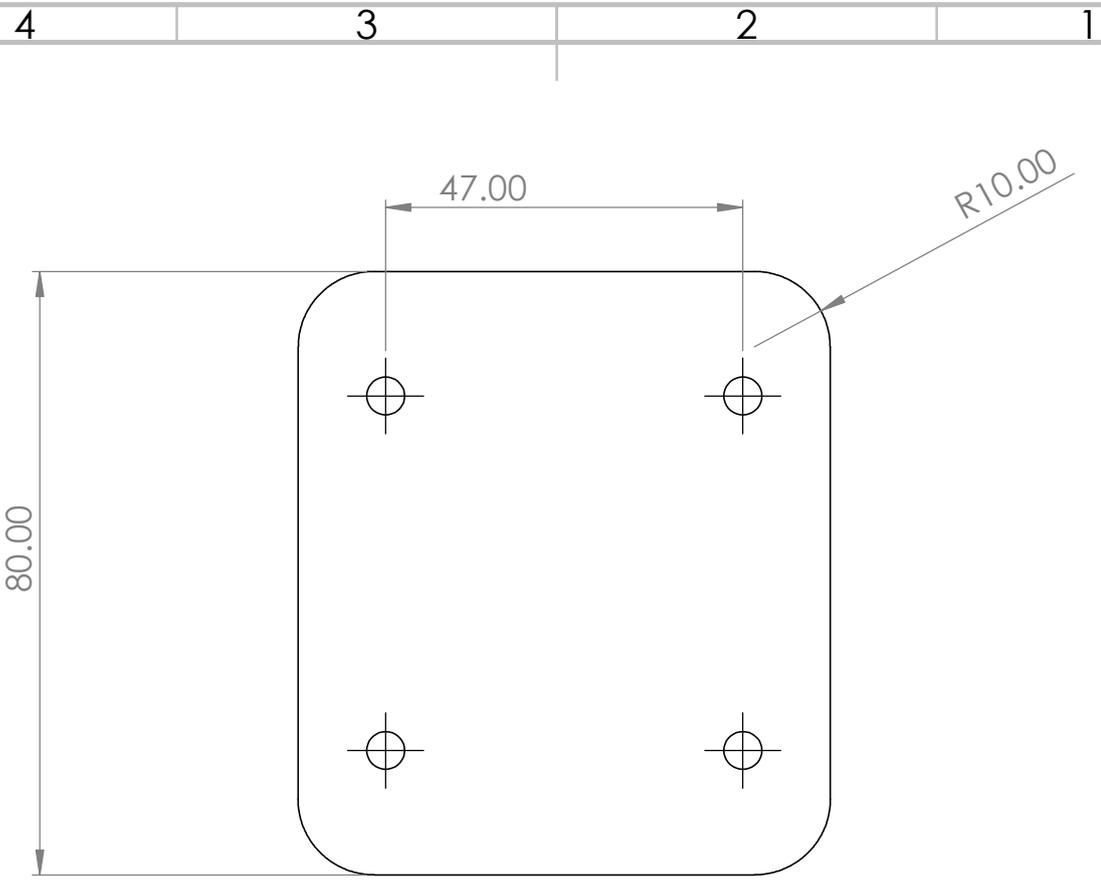
N.º DE DIBUJO
DC servo motor

A4

PESO: 250 g

ESCALA: 1:2

HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:
Milton Uriel Vargas Ortiz



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

TÍTULO:
Reabilitador de miembros superiores

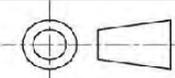
MATERIAL:
Aluminio

N.º DE DIBUJO
BASE DE REABILITADOR.SLDPR2

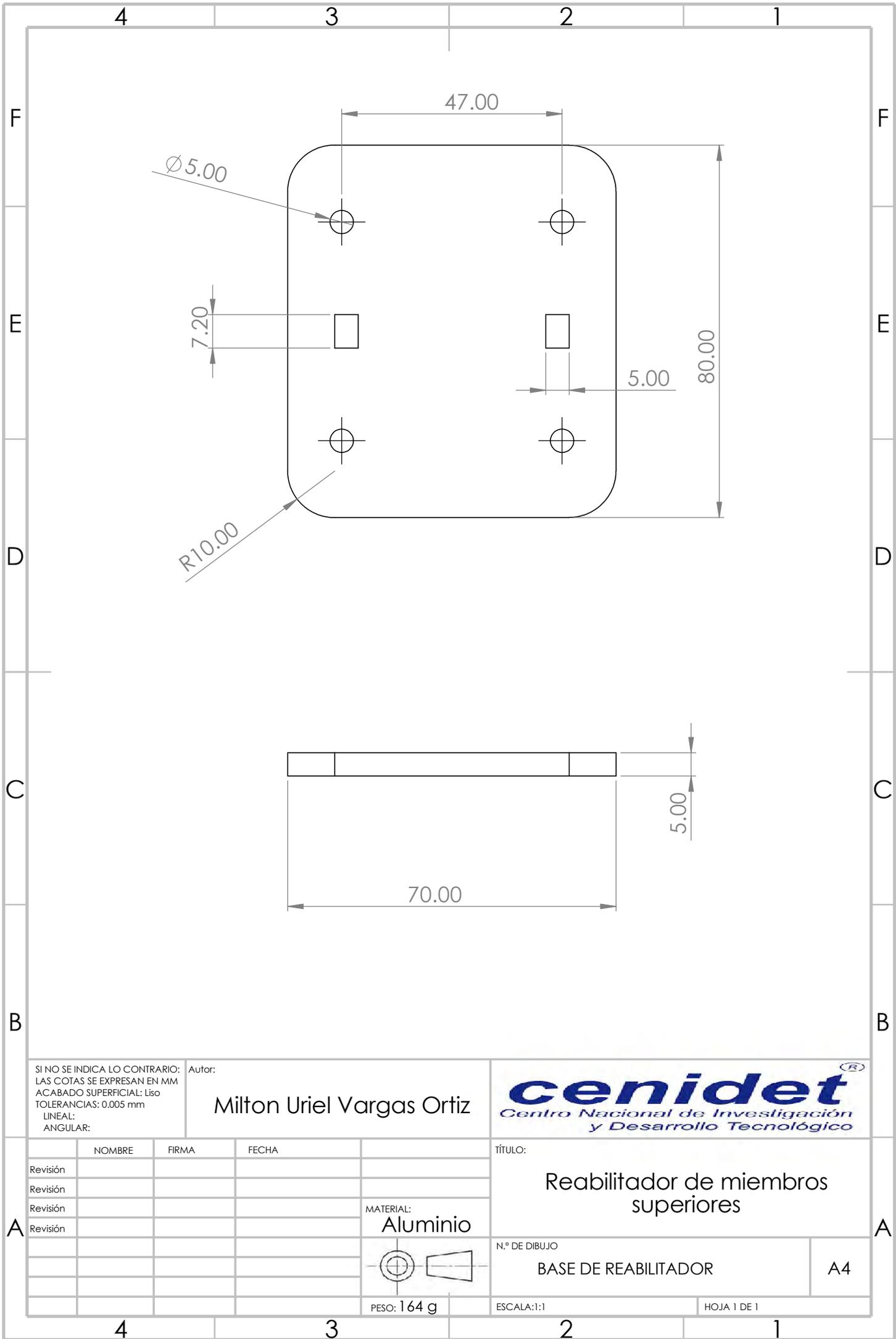
ESCALA: 1:1

HOJA 1 DE 1

PESO: 32 g



A4



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:
Milton Uriel Vargas Ortiz

cenidet[®]
 Centro Nacional de Investigación
 y Desarrollo Tecnológico

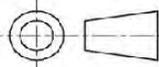
	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

TÍTULO:
Reabilitador de miembros superiores

N.º DE DIBUJO
BASE DE REABILITADOR

A4

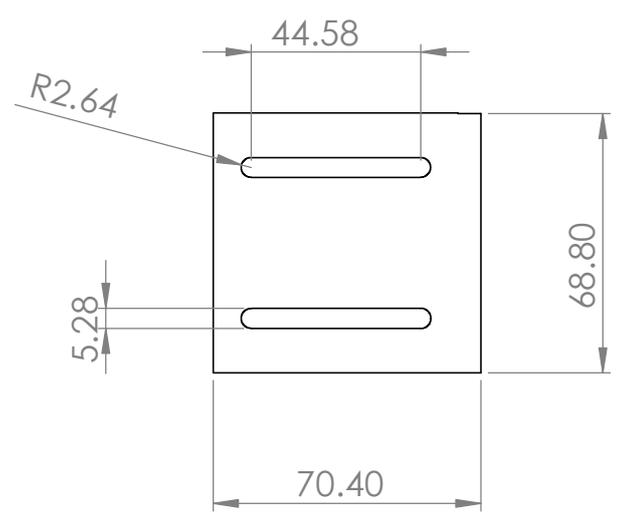
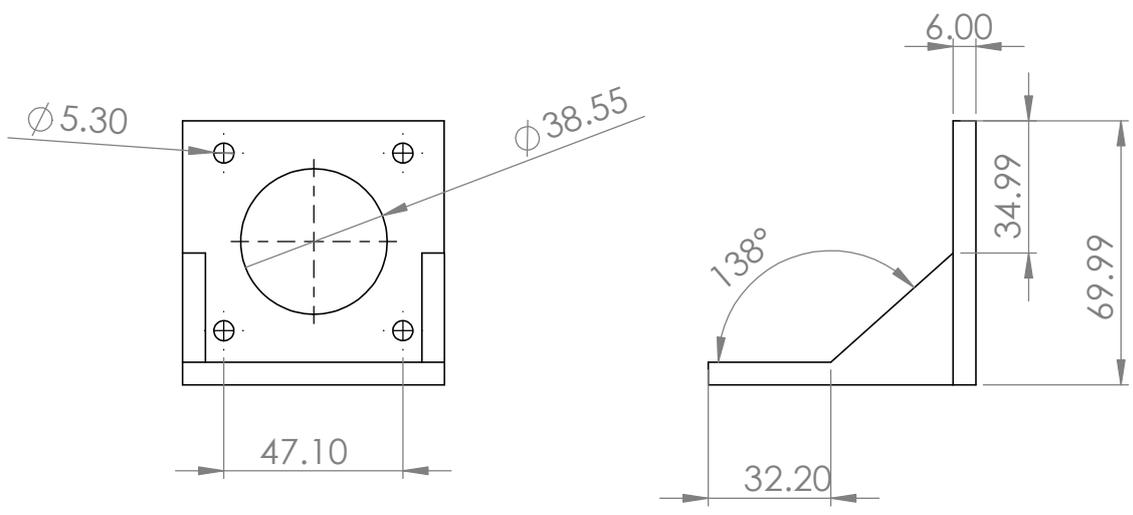
MATERIAL:
Aluminio



PESO: 164 g

ESCALA: 1:1

HOJA 1 DE 1



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:
 LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM
 ACABADO SUPERFICIAL: Liso
 TOLERANCIAS: 0.005 mm
 LINEAL:
 ANGULAR:

Autor:
Milton Uriel Vargas Ortiz



	NOMBRE	FIRMA	FECHA
Revisión			

MATERIAL:
ABS

TÍTULO:
Reabilitador de miembros superiores

N.º DE DIBUJO
2Nema23

ESCALA: 1:2

HOJA 1 DE 1

4

3

2

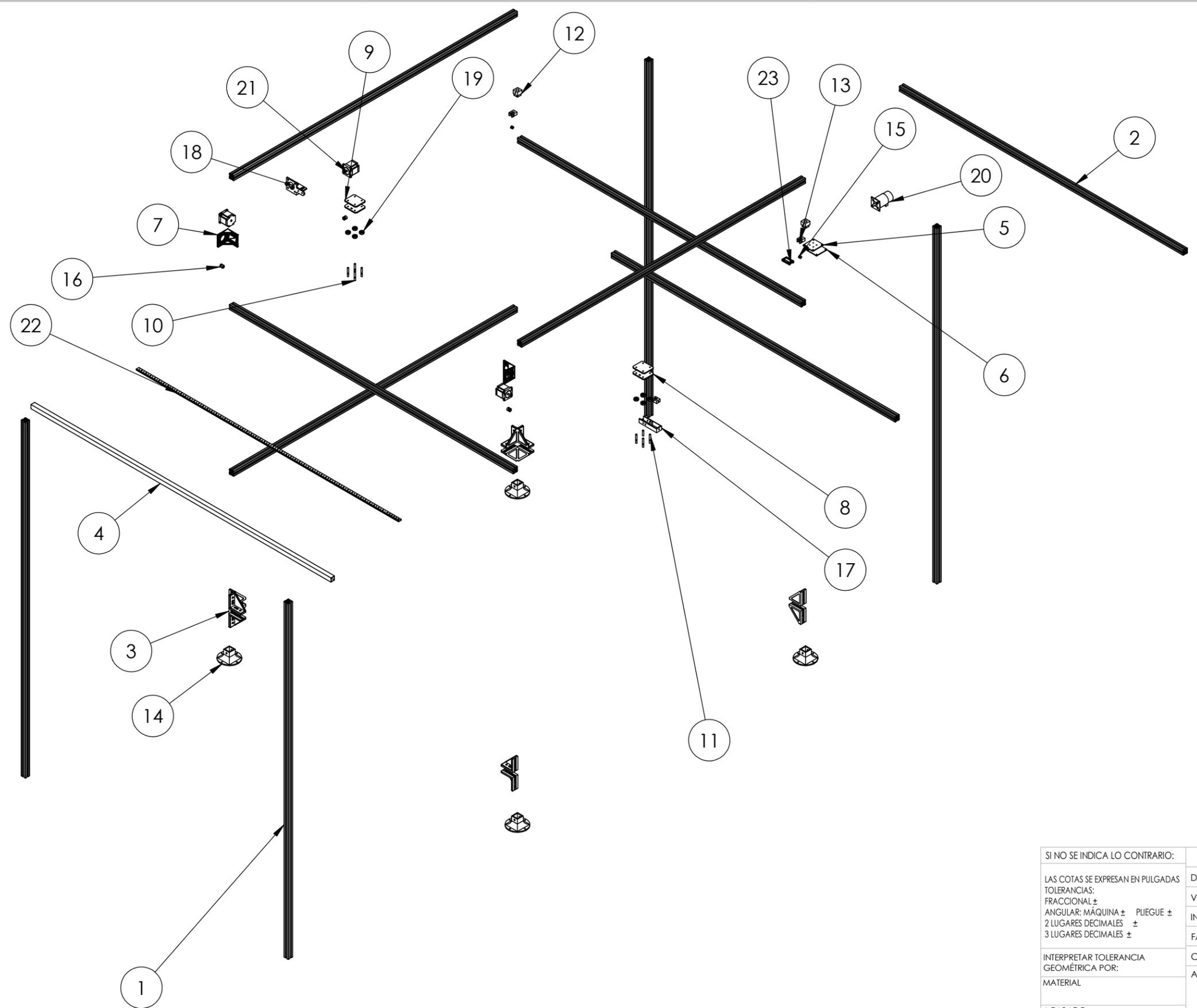
1

B

B

A

A



N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	CANTIDAD
1	Perfil30x2100	4
2	Perfil30x1940	7
3	angulo de aluminio	12
4	PTR Pulgada	1
5	Base de Polea 2	1
6	Base Polea	1
7	Nema23	2
8	BASE DE REABILITADOR	2
9	BASE DE REABILITADOR.SLDPRT 2	2
10	Separador 15mm	8
11	Separador 30mm	8
12	TENSOR DE REABILITADOR PAR 1	2
13	TENSOR DE REABILITADOR PAR 2	3
14	BASE DE PATAS DE REABILITADOR	4
15	Polea nema 23	3
16	engrane nema 23	3
17	Tensor PTR	1
18	PTR2Nema23	1
19	Rueda ensamble	8
20	Servo motor CD	1
21	Motor Assembly	3
22	MGNR9-R80	1
23	Carro Guia	1

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:	NOMBRE	FECHA	 <p>cenidet Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico</p>
LAS COTAS SE EXPRESAN EN PULGADAS	DIBUJADO		
TOLERANCIAS: FRACCIONAL ± ANGULAR: MÁQUINA ± PLEGUE ± 2 LUGARES DECIMALES ± 3 LUGARES DECIMALES ±	VERIFICADO		
INTERPRETAR TOLERANCIA GEOMÉTRICA POR:	INGENIERÍA		
MATERIAL	FABRICACIÓN		TÍTULO: Reabilitador de miembros superiores explosionado
ACABADO	CALIDAD		TAMAÑO N.º DE DIBUJO REV
NO CAMBIE LA ESCALA	Autor: Milton Uriel Vargas Ortiz		B
	ESCALA: 1:20	PESO:	HOJA 1 DE 1

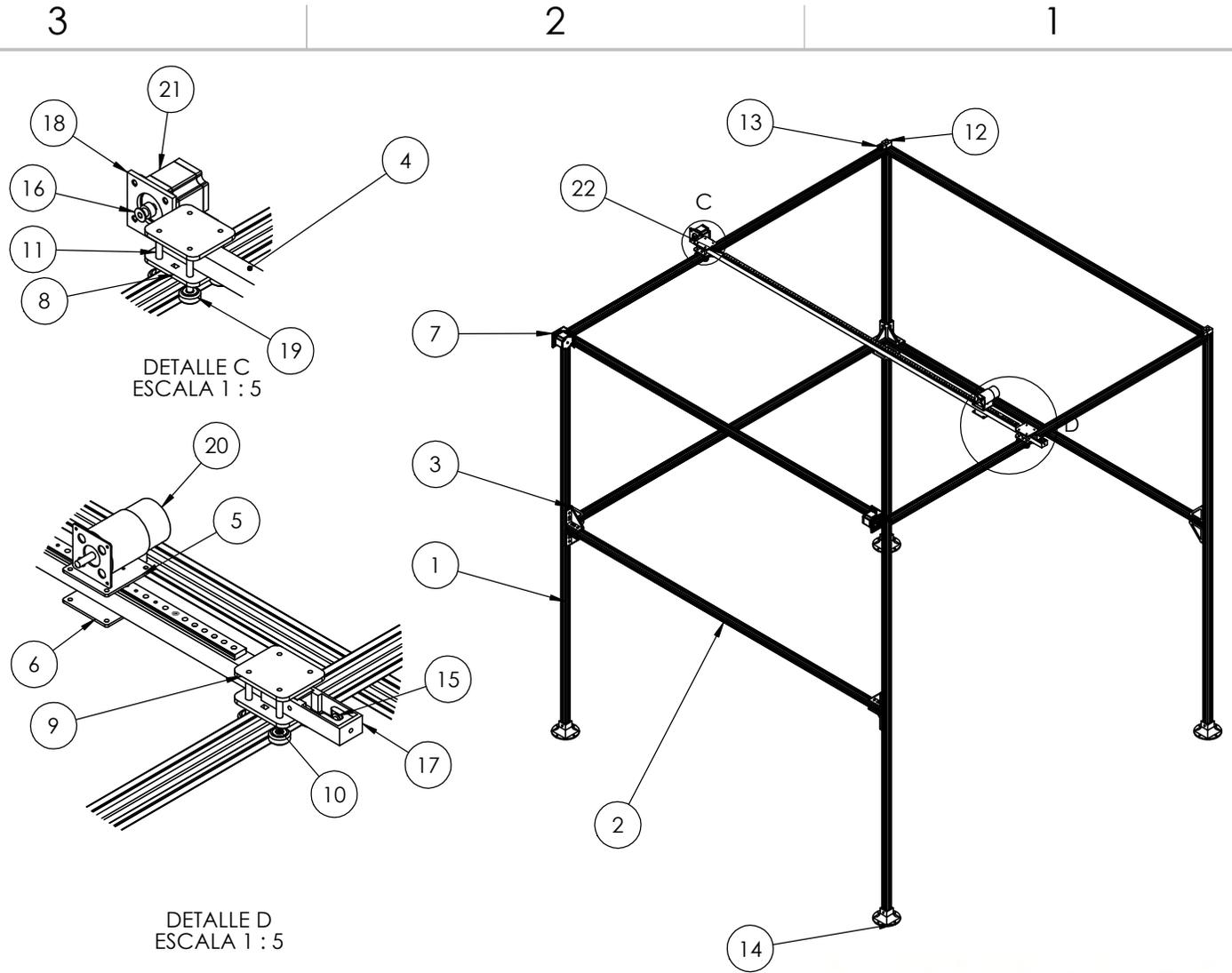
4

3

2

1

N.º DE ELEMENTO	N.º DE PIEZA	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD
1	Perfil30x2100		4
2	Perfil30x1940		7
3	angulo de aluminio		12
4	PTR Pulgada		1
5	Base de Polea 2		1
6	Base Polea		1
7	Nema23		2
8	BASE DE REABILITADOR		2
9	BASE DE REABILITADOR.SLDPR2		2
10	Separador 15mm		8
11	Separador 30mm		8
12	TENSOR DE REABILITADOR PAR 1		2
13	TENSOR DE REABILITADOR PAR 2		3
14	BASE DE PATAS DE REABILITADOR		4
15	Polea nema 23		3
16	engrane nema 23		3
17	Tensor PTR		1
18	PTR2Nema23		1
19	Rueda ensamble		8
20	Servo motor CD		1
21	Motor Assembly		3
22	MGNR9-R80	Trilho	1
23	Carro Guia	Carrinho	1



Informacion de pruebas de calidad:

Se realizan diferentes tipos de pruebas de calidad del material como son:

- Magnitud de las Reacciones
- Flexión simple
- Centroide
- Diagrama de Aumento
- Momento de Inercia
- Esfuerzo en compresión
- Esfuerzo en tensión
- Frecuencia natural

SI NO SE INDICA LO CONTRARIO:	NOMBRE	FECHA	 <p>cenidet Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico</p>
LAS COTAS SE EXPRESAN EN PULGADAS	DIBUJADO		
TOLERANCIAS:	VERIFICADO		
FRACCIONAL: ±	INGENIERÍA		
ANGULAR: MÁQUINA ± PLEGUE ±	FABRICACIÓN		TÍTULO: Lista de Materiales Ensamble
2 LUGARES DECIMALES ±	CALIDAD		TAMAÑO B
3 LUGARES DECIMALES ±	COMENTARIOS:		N.º DE DIBUJO
INTERPRETAR TOLERANCIA GEOMÉTRICA POR:			REV
MATERIAL			ESCALA: 1:20 PESO:
ACABADO			HOJA 1 DE 1
NO CAMBIE LA ESCALA			

Apéndices

Sistema de rehabilitación para miembros superiores con cables flexibles

Milton U. Vargas-Ortiz *, Andrés Blanco-Ortega*, Jorge Colín-Ocampo*, Wilberth M. Alcocer-Rosado*,
Manuel de Jesús Palacios-Gallegos **, Víctor Fernando Ramos Fon Bon **

* Tecnológico Nacional de México/CENIDET, Morelos, México, C.P. 62490

(Tel: 734-147-7238; e-mail: m20ce083@cenidet.tecnm.mx). (Tel: 777-362-7770; e-mail: andres.blanco@cenidet.edu.mx).

**Universidad Politécnica de Chiapas, Carretera Tuxtla Gutiérrez. Suchiapa, Chiapas. México. CP.29150

Resumen: Actualmente existe un gran incremento relacionado a las lesiones en extremidades superiores, debido a accidentes cerebrovasculares, incidentes o accidentes traumáticos, enfermedades neuromusculares, aumentando día a día. Además, en la actualidad la cantidad de fisioterapias son insuficientes para proporcionar rehabilitaciones a estos grandes grupos. La rehabilitación de manera manual o física pueda afectar diversos factores como son el tiempo de prolongación de la terapia o el cansancio del fisioterapeuta y esto disminuye la calidad y servicio, haciendo que se prolongue la rehabilitación del paciente y aumentado los costos de estas terapias, o, que el paciente no recupere su movilidad completamente.

En este artículo se presenta un sistema de rehabilitación para miembros superiores que utiliza guías lineales y un juego de poleas-cable el cual puede proporcionar diversos movimientos, tanto básicos como combinados, tanto de las articulaciones del hombro como del codo. Se reportan resultados de simulación obtenidos con el prototipo virtual en el entorno de MSC Adams view y con el uso del módulo de Adams Machinery. Para esta simulación, solo se considera un grado de libertad, el movimiento del cable, el cual al estar conectado a la extremidad (mano) del paciente, y al ir subiéndose de manera suave, ofrece movimientos suaves de flexión, tanto en el hombro como en el codo.

Keywords: Upper limb rehabilitation robot, cable-based rehabilitation robot, wire-driven mechanism.

1. INTRODUCCIÓN

El Accidente cerebrovascular (ACV), es causado típicamente por una hemorragia o bloqueo en los vasos sanguíneos del cerebro, que daña las células cerebrales y puede ser fatal. El número de personas discapacitadas debido a un ACV aumenta día a día, se prevé que seguirá aumentando. a un ritmo alarmante en Estados Unidos y varios países del mundo [1] [2]. Pero la cantidad actual de profesionales de la salud en fisioterapia es inadecuada para proporcionar rehabilitación a estos grandes grupos. Desde principios de la década de los 90 y hasta la actualidad, los investigadores han propuesto y desarrollado diversos dispositivos de asistencia y rehabilitación para abordar esta problemática.

La rehabilitación en pacientes después de un accidente cerebrovascular con discapacidad en la parte del hombro requiere un ejercicio de entrenamiento repetido y progresivo. Para reducir el costo del trabajo de terapias, así como mejorar la efectividad de la rehabilitación, es necesario usar robots para facilitar el entrenamiento de rehabilitación de varios niveles de intensidad. Entre los sistemas de asistencia y rehabilitación se encuentran los exoesqueletos motorizados de múltiples grados de libertad (DOF), para ayudar al movimiento de las extremidades superiores humanas. Para que un exoesqueleto interactúe de forma segura con una extremidad humana, es importante medir y controlar la fuerza de interacción [3].

Dado que las disfunciones de las extremidades superiores después de un accidente cerebrovascular afectan gravemente vida diaria, es fundamental que los pacientes restauren el movimiento afectado, a través del entrenamiento de rehabilitación. Posterior al accidente cerebrovascular, los movimientos se ven afectados por el peso de la gravedad de la extremidad superior debido a la debilidad de esos músculos antigraavedad [4].

En los últimos años se ha presentado un aumento en la investigación para el análisis y diseño de dispositivos, máquinas o sistemas robóticos para rehabilitación, para varias partes del cuerpo humano. Algunos se especializan en miembros superiores, como a continuación se presenta.

K. Homma *et al.* [5] propuso un sistema de rehabilitación para extremidades superiores de 6 GDL que emplea un mecanismo impulsado por cables, ver Fig. 1. Proporciona movimientos de rehabilitación a cadera, rodilla y tobillo. Huang *et al.* [6] desarrolló una estrategia de control con compensación de gravedad para un robot de rehabilitación de extremidades superiores, que es capaz de estimar el par de gravedad en tiempo real con la retroalimentación de posición. Realizó pruebas con siete sujetos sanos asignándoles tareas de movimiento en cuatro direcciones diferentes (arriba, abajo, izquierda y derecha), en un espacio vectorial 3D realizando un

seguimiento de los movimientos de interacción de hombre – máquina, ver la Fig. 2.

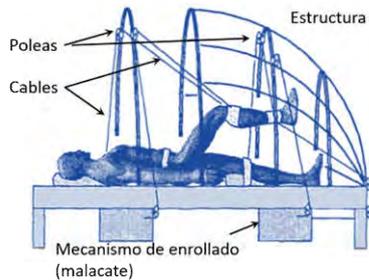


Fig. 1 Sistema de rehabilitación de extremidades inferiores [5].

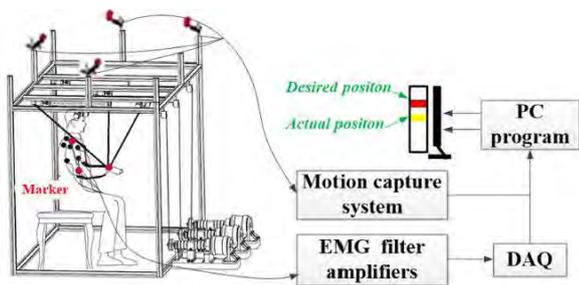


Fig. 2 Robot de rehabilitación de extremidades superiores [6].

Niu *et al.* [7] propusieron un robot de rehabilitación accionado por cables que trabaja en un espacio tridimensional para la rehabilitación de miembros superiores, implementaron un control por modos deslizantes con un observador no lineal de perturbaciones, diseñado para que el robot resuelva el problema de las perturbaciones impredecibles durante el entrenamiento asistido por robot, ver Fig. 3.

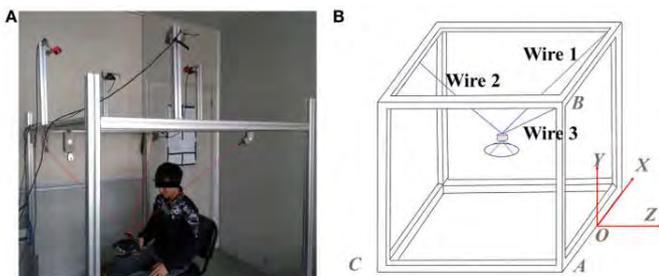


Fig. 3 Robot de rehabilitación accionado por cables [7].

Beer *et al.* [8] proponen una máquina de rehabilitación de brazos con un sistema cartesiano de varios ejes (MACARM), ver Fig. 4. Esta máquina cuenta con un espacio de trabajo grande y fue evaluado con una carga de 4.5Kg, que representa el peso del brazo del paciente a rehabilitar. Es de 6 GDL y cuenta con 8 motores.

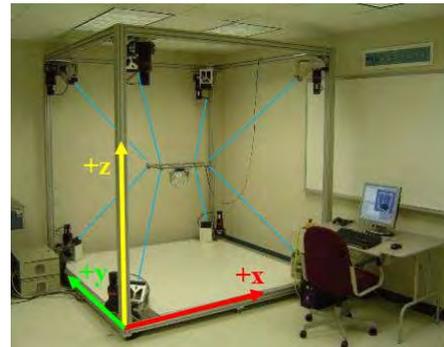


Fig. 4 Robot de rehabilitación accionado por cables [8].

Magadán *et al.* [9] presentan el diseño de un rehabilitador de hombro, basado en un sistema de mesa XY, el cual permite ofrecer movimientos pasivos continuos. Implementa un control tipo PID con seguimiento de trayectorias suaves de Bézier. Este sistema ofrece movimientos combinados en ambos ejes, X y Y, los cuales, dependiendo de la posición del paciente ante el rehabilitador, ofrecen una gama amplia de movimientos personalizados, suaves y controlados. Son los mismos movimientos que ofrece una rueda convencional para rehabilitación del hombro, con la ventaja de permitir la rehabilitación desde un inicio, al proporcionar movimiento pasivo continuo, ver Fig. 5.

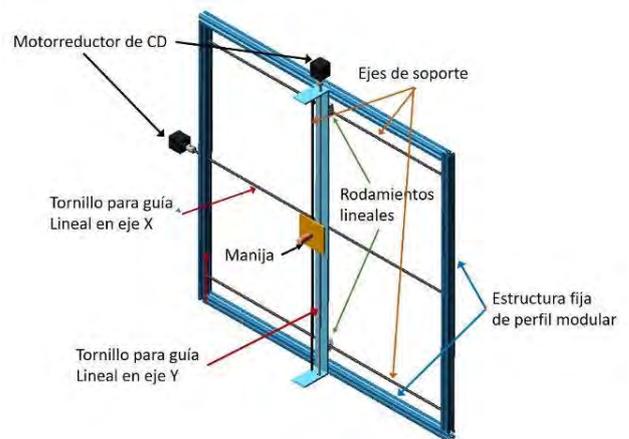


Fig. 5 Prototipo virtual de rehabilitador de hombro [9].

En las últimas dos décadas se han propuesto una gran cantidad de robots para rehabilitación de extremidades superiores, sin embargo, la mayoría están conformados por eslabones rígidos y, en su mayoría, de mecanismos complejos como los reportados en [1][2][10][11]. Entre estos sistemas robóticos se pueden encontrar: el robot ORTE [12], un exoesqueleto de 5 GDL diseñado como herramienta para el tratamiento de diferentes lesiones en el brazo humano; exoesqueleto para rehabilitación de hombro [3] con dos mecanismos esféricos, dos mecanismos de manivela deslizante y un mecanismo de equilibrio de gravedad, este exoesqueleto utiliza actuadores elásticos en serie; Rehab-Arm, otro exoesqueleto para

rehabilitación de extremidades inferiores de 7 GDL para las articulaciones de hombro, codo y muñeca.

De la revisión del estado del arte, se puede encontrar que se han propuesto diversos prototipos para la rehabilitación de extremidades superiores, en su mayoría proporcionan movimientos limitados y cuentan con estructuras rígida para los movimientos de la extremidad, limitando los movimientos naturales de la extremidad. Son muy pocos los dispositivos actuados con cables que se han reportado a la fecha. El uso de mecanismos actuados por cables, presenta ventajas como: 1) se puede lograr una mayor cantidad de movimientos, 2) requiere actuadores de potencia relativamente baja en comparación con los mecanismos que usan eslabones rígidos (son más ligeros y flexibles), son de baja inercia y 3) resultan ser dispositivos más económicos [5] [13].

En este trabajo se presenta el diseño de un robot para rehabilitación de miembros superiores con cables flexibles de 3 GDL. El dispositivo proporciona los movimientos necesarios para realizar una correcta rehabilitación de la extremidad superior, los cuales son, hombro: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna, rotación externa y circunducción; codo: flexión y extensión.

2. SISTEMA DE REHABILITACIÓN

2.1 Biomecánica de la extremidad superior

En la Tabla I y Tabla II se muestran los valores máximos para los diversos movimientos del hombro [9] y codo [14]. En la Fig. 6 se muestra una representación de los movimientos del hombro y en la Fig. 7 del codo.

Tabla I. Valores máximos de la articulación del hombro.

Tipo de movimiento	Valor máximo
Flexión	180°
Extensión	50°
Aducción	48°
Abducción	134°
Rotación Interna	34°
Rotación Externa	142°
Circunducción	360°

Tabla II. Valores máximos de la articulación del codo.

Tipo de movimiento	Valor máximo
Flexión	140-150°
Extensión	2-10°
Supinación	90°
Pronación	80-85°

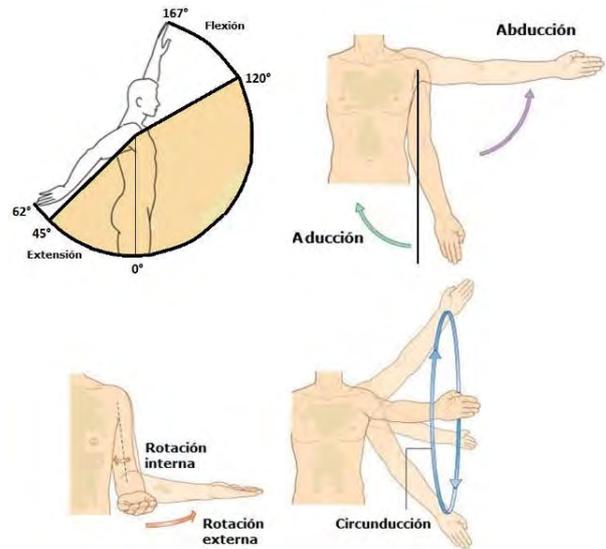


Fig. 6 Movimientos del hombro.

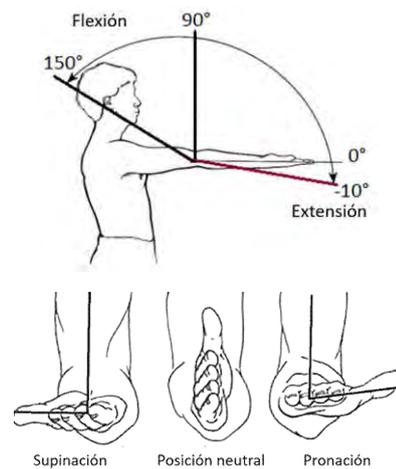


Fig. 7 Movimientos del codo.

2.1 Descripción del sistema

El rehabilitador que se propone, está basado en la configuración de un sistema cartesiano o una grúa tipo puente, ver Fig. 7 y Fig. 8. Por lo que las entradas para los movimientos se realizan mediante 2 guías lineales, y se utiliza un sistema de poleas-cables para el movimiento vertical (eje Z). El uso de tornillos, para transmitir los movimientos en los ejes X y Y, ayuda a que las fuerzas sean de magnitud pequeña y que los movimientos sean suaves, dando mayor flexibilidad al usuario, comparado a la rigidez de los sistemas robóticos de rehabilitación. Además, el uso de un servomotor con reductor, así como un tren de engranes para el control del movimiento del cable, no se requiere de un sistema de control con compensación de gravedad, es decir, el sistema, sin tener los actuadores alimentados y con la carga de la extremidad superior del

paciente, permanece estático. En otras palabras, en cualquier posición que se tenga en el rehabilitador, considerando el peso del brazo del paciente, se mantiene estable, es decir, no se requiere aplicar fuerza para mantenerlo en una cierta posición, considerando que el peso de la extremidad superior del paciente es menor a 6 kg. Otra ventaja de este prototipo, respecto a los reportados, es que no requiere del uso de muchas poleas y cables, además solo se utilizan 3 actuadores.

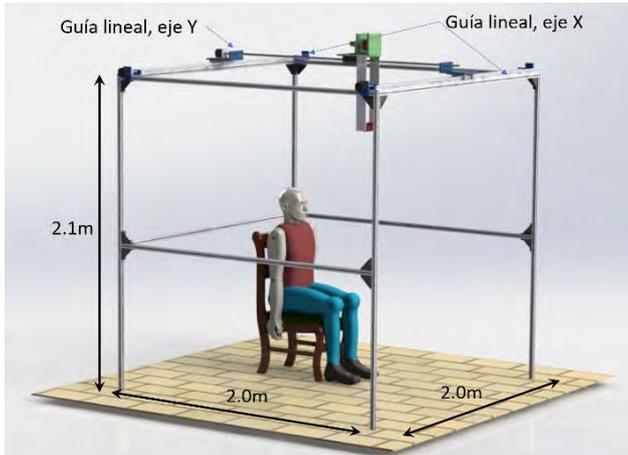


Fig. 7 Rehabilitador de miembros superiores con 2 guías lineales y sistema de poleas con cables flexibles.

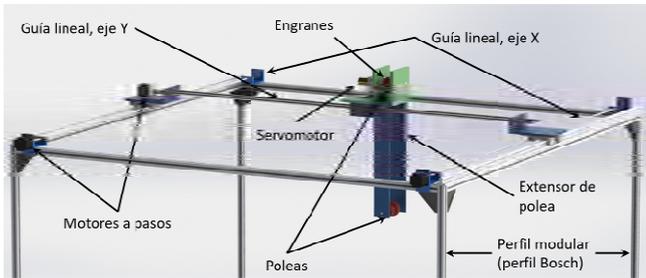


Fig. 8 Descripción de componentes del sistema de rehabilitación.

2.2 Movimiento de flexión brazo-antebrazo

En este análisis, se realizará el movimiento solo del cable, iniciará sujetando la extremidad del paciente, en la posición neutral del brazo, y subirá para terminar en otra posición con flexión de hombro y codo, ver Fig. 9 y Fig. 10.

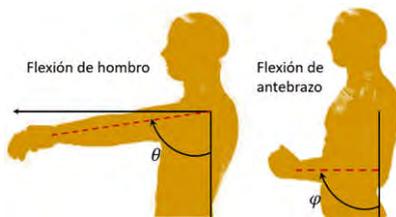


Fig. 9 Rehabilitación en movimiento de abducción -aducción.

Para determinar los ángulos de desplazamiento del hombro y antebrazo, conforme va subiendo el cable, se utiliza la ecuación de cierre de circuito mostrado en la Fig. 10. Considerando en este caso, que la polea no se mueve en las direcciones X e Y.

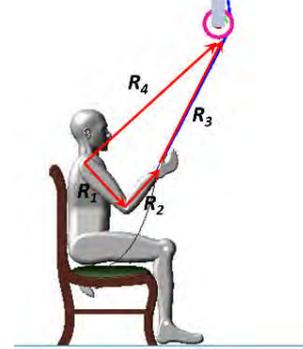


Fig. 10 Ecuación de cierre de circuito para movimiento de Flexión en hombro y codo.

Tomando en cuenta la Fig. 10, se utiliza la siguiente ecuación de lazo vectorial del mecanismo de cuatro barras, dada por:

$$R_1 + R_2 + R_3 = R_4 \quad (1)$$

En forma compleja:

$$r_1 e^{i\theta_1} + r_2 e^{i\theta_2} + r_3 e^{i\theta_3} = r_4 e^{i\theta_4} \quad (1)$$

Con los datos conocidos de ángulos y magnitud de eslabones, queda por determinar θ_1 y θ_2 , los ángulos de l brazo y del antebrazo. Resultando en una expresión matemática muy grande por los términos de senos y coseno.

2.2 Prototipo virtual en el entorno de MSC Adams

En la Fig. 11 se muestra el prototipo virtual bajo el entorno del programa de MSC Adams view. Se muestra el cable con las poleas articulada a la mano del paciente. Se utilizó el módulo de Adams Machinery para insertar el mecanismo de cable-poleas, como se muestra en la Fig. 12. Es importante mencionar que, dependiendo del tipo de movimiento, se utilizarán algunos extensores de polea para dar una mayor rigidez y estabilidad en los movimientos de la extremidad del usuario, ver Fig. 8 y Fig. 11.

Para las simulaciones, se consideró el peso y las inercias del prototipo virtual del humano mostrado en la Fig. 11, al considerar una densidad de 950kg/m^3 . Algunos parámetros se muestran en la Tabla III.

Tabla III. Parámetros de simulación.

Segmento	Masa [kg]	Centro de masa respecto al hombro [cm]
Brazo	2.54	11
Antebrazo	1.47	40
Mano	0.78	60

3. RESULTADOS DE SIMULACIÓN

A continuación, se presentan los resultados de simulación para el rehabilitador de extremidades superiores con cables flexibles en el entorno de MSC Adams view.

Para esta simulación que se reporta, solo se le da movimiento al servomotor que impulsará los engranes que están acoplados a las poleas. La Fig. 13 muestra la trayectoria suave de Bézier que se utilizó para elevar la cuerda desde la posición de inicio ($z_0=0m$) hasta una altura final ($z_f=0.20m$). Es importante mencionar que, por el uso de un servomotor con reductor, es capaz de soportar la extremidad superior del paciente, por lo que las simulaciones se realizan despreciando la gravedad.

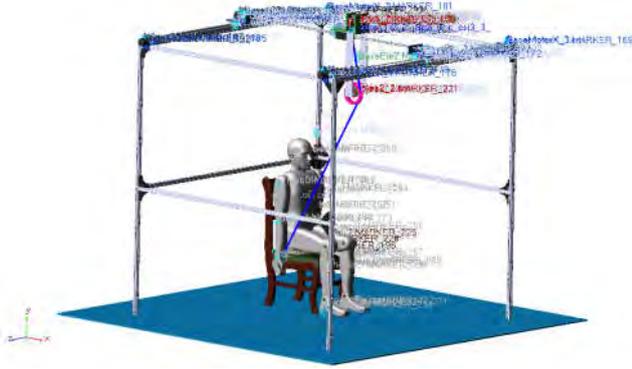


Fig. 11 Prototipo virtual del sistema de rehabilitación en el entorno de MSC Adams view.

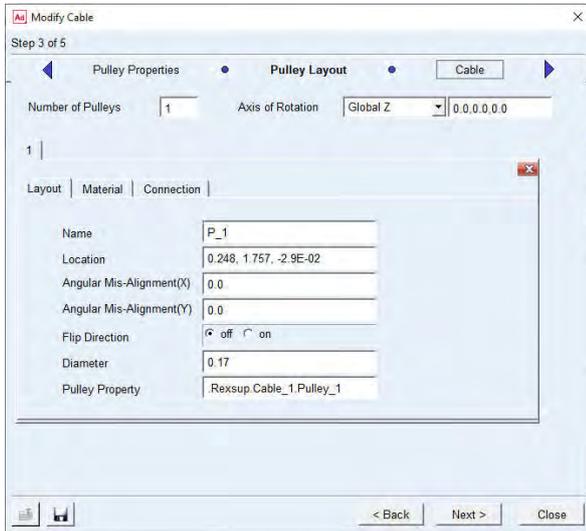


Fig. 12 Ventana para definir el mecanismo de cable-poleas.

Se adoptó un polinomio de Bézier interpolado suavemente entre la posición inicial y la posición final del cable, para el levantamiento de la carga (brazo del usuario). La trayectoria de posición deseada viene dada por el siguiente polinomio de Bézier:

$$z^*(t) = \begin{cases} z_0 & t \leq t_0 \\ z_0 - (z_f - z_0)\sigma & t_0 < t < t_f \\ z_f & t > t_f \end{cases} \quad (11)$$

$$\sigma(t, t_0, t_f) = \Delta^2(3 - 2\Delta), \quad \Delta = \frac{t - t_0}{t_f - t_0}$$

Donde z_0 y z_f son las posiciones iniciales y finales deseadas, de modo que la cuerda flexible comience desde una posición inicial y vaya a una posición final con un cambio suave. Para este caso se consideró que:

$$(z_0, z_f) = (0, 0.2m), \quad (t_0, t_f) = (0, 5s).$$

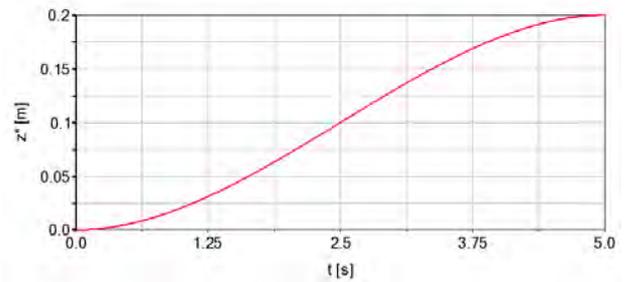


Fig. 13 Trayectoria de desplazamiento para el eje Z (cable).

Para la trayectoria de Bézier que sigue el cable, se tiene la respuesta para el ángulo del hombro, Fig. 14, y del codo, Fig. 15. Una secuencia de 5 diferentes posiciones del movimiento, se muestra con el prototipo virtual en la Fig. 16. Se puede observar que la respuesta de flexión para ambas articulaciones es suave.

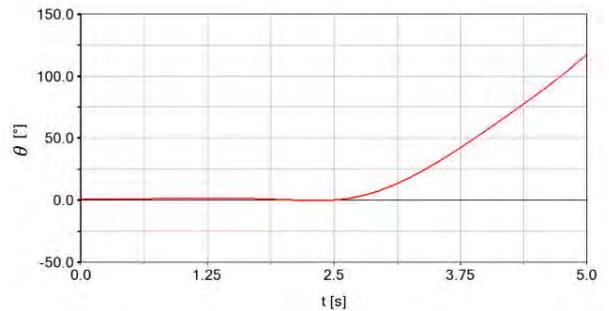


Fig. 14 Respuesta del movimiento de flexión del hombro.

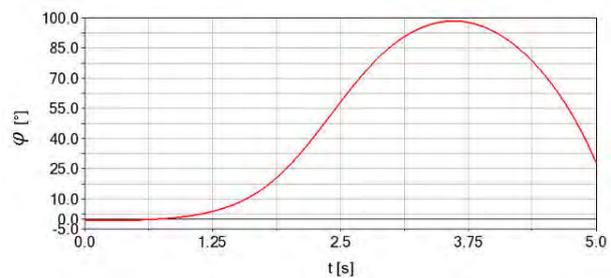


Fig. 15 Respuesta del movimiento de flexión del codo.

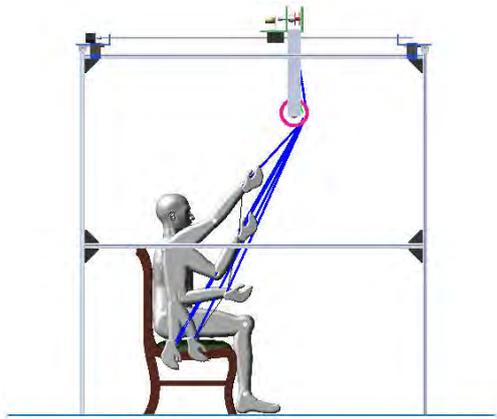


Fig. 16 Diferentes posiciones de flexión de hombro y codo al subir el cable siguiendo la trayectoria de Bézier.

4. CONCLUSIONES

En este artículo se presenta el diseño de una máquina para rehabilitación de extremidades superiores de 3 GDL. Por el tipo de sistema de poleas-extensores y el uso de guías lineales, ésta puede proporcionar los movimientos del hombro de flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa; así como movimientos del codo de flexión-extensión y de pronación-supinación.

Se realiza una simulación en MSC Adams view, utilizando el prototipo virtual con componentes de maquinaria como son los cables-poleas, del módulo de Adams Machinery, para realizar una simulación más apegada a la realidad antes de construir el prototipo físico.

Debido al uso de guías lineales en el rehabilitador, es posible implementar el control numérico para proporcionar movimientos básicos, así como movimientos combinados, tanto de la articulación del hombro como del codo. En trabajos futuros se abordará la rigidez, tanto de los músculos como la rigidez provocada por las lesiones que se presentan en las articulaciones por falta de movilidad. Se construirá el prototipo y se implementará el control numérico (CN) para que el rehabilitador ofrezca más movimientos de rehabilitación en la extremidad superior.

5. AGRADECIMIENTOS

Agradecemos el apoyo brindado por el Tecnológico Nacional de México/CENIDET.

REFERENCIAS

[1] Rehmat, N., Zuo, J., Meng, W. *et al.* Upper limb rehabilitation using robotic exoskeleton systems: a systematic review. *Int J Intell Robot Appl* 2, pp. 283–295. 2018. <https://doi.org/10.1007/s41315-018-0064-8>.

[2] H. Shing Lo, S. Quan Xie, “Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects”, *Medical*

Engineering & Physics, Vol. 34, No. 3, 2012, pp. 261-268, ISSN 1350-4533, <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.10.004>.

[3] H. Hsieh, D. Chen, L. Chien and C. Lan, "Design of a Parallel Actuated Exoskeleton for Adaptive and Safe Robotic Shoulder Rehabilitation," in *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, no. 5, pp. 2034-2045, Oct. 2017, doi: 10.1109/TMECH.2017.2717874.

[4] T. Gallego. *Bases Teóricas y Fundamentos de la Fisioterapia*, Madrid España, Médica Panamericana S. A, 2007.

[5] K. Homma, O. Fukuda, J. Sugawara, Y. Nagata and M. Usuba, "A wire-driven leg rehabilitation system: development of a 4-DOF experimental system," *Proceedings 2003 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM 2003)*, Kobe, Japan, 2003, pp. 908-913 vol.2, doi: 10.1109/AIM.2003.1225463.

[6] Y. Huang, Q. Yang, Y. Chen & R. Song, "Assessment of Motor Control during Three-Dimensional Movements Tracking with Position-Varying Gravity Compensation". *Frontiers in neuroscience*, 11, 2017. 253. <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00253>.

[7] J. Niu, Q. Yang, X. Wang and R. Song. "Sliding Mode Tracking Control of a Wire-Driven Upper-Limb Rehabilitation Robot with Nonlinear Disturbance Observer". *Front Neurol*. 2017 Dec 4; 8:646. doi: 10.3389/fneur.2017.00646. Erratum in: *Front Neurol*. 2018 Jun 28; 9:511.

[8] R. Beer, D. Mayhew, C. Bredfeldt and B. Bachrach, "Technical evaluation of the MACARM: A cable robot for upper limb neurorehabilitation," 2008 2nd IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, Scottsdale, AZ, USA, 2008, pp. 942-947, doi: 10.1109/BIOROB.2008.4762880.

[9] A. Magadán, A. Blanco, José A. Santana, F. A. Gómez, E. Antunez, "Diseño y control de un rehabilitador de hombre". *Pistas Educativas*, No. 130, noviembre 2018, México. Pp. 1764-1778. ISSN: 2448-847X.

[10] R. A. R. C. Gopura, K. Kiguchi and D. S. V. Bandara, "A brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems," *2011 6th International Conference on Industrial and Information Systems*, Kandy, Sri Lanka, 2011, pp. 346-351, doi: 10.1109/ICIINFS.2011.6038092.

[11] A. S. Niyetkalyev, S. Hussain, M. H. Ghayesh and G. Alici, "Review on Design and Control Aspects of Robotic Shoulder Rehabilitation Orthoses," in *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 47, no. 6, pp. 1134-1145, Dec. 2017, doi: 10.1109/THMS.2017.2700634.

[12] M. A. Destarac, C. E. García Cena, J. García, R. Espinoza and R. J. Saltaren, "ORTE: Robot for Upper Limb Rehabilitation. Biomechanical Analysis of Human Movements.," in *IEEE Latin America Transactions*, vol. 16, no. 6, pp. 1638-1643, June 2018, doi: 10.1109/TLA.2018.8444160.

[13] G. Turchetti, N. Vitiello, L. Trieste, S. Romiti, E. Geisler and S. Micera, "Why Effectiveness of Robot-Mediated Neurorehabilitation Does Not Necessarily Influence Its Adoption," in *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 7, pp. 143-153, 2014, doi: 10.1109/RBME.2014.2300234.

[14] M. T. Angulo, A. Álvarez, Y. Fuentes. "Biomecánica de la Extremidad Superior. Exploración del Codo", *Biomecánica clínica*, Vol. 3, Núm. 4. Pp. 82-103. 2011. ISSN: 1989-5305.

Análisis Cinemático de un Sistema de rehabilitación para miembros superiores con cables flexibles

Milton U. Vargas-Ortiz *, Andrés Blanco-Ortega*, Carlos M. Lara-Barrios**, Andrea Magadán-Salazar*, Manuel de Jesús Palacios-Gallegos***, Víctor Fernando Ramos Fon Bon***

* *Tecnológico Nacional de México/CENIDET, Morelos, México, C.P. 62490*
(Tel: 777-362-7770; e-mail: andres.bo@cenidet.tecnm.mx) (Tel: 734-147-7238; e-mail: m20ce083@cenidet.tecnm.mx).

** *LABELPAC Inc. 8-4080 North Service Rd E, Windsor, ON N8W 5X2, Canadá.*

****Universidad Politécnica de Chiapas, Carretera Tuxtla Gutiérrez. Suchiapa, Chiapas. México. CP.29150*

Resumen: Actualmente existe un gran interés en el desarrollo de dispositivos o sistemas robóticos de rehabilitación para que coadyuven en la demanda de rehabilitación en las extremidades superiores e inferiores; las cuales presenta lesiones por accidentes cerebrovasculares, incidentes o accidentes traumáticos, enfermedades neuromusculares, las cuales aumentan día a día. Para cubrir esta necesidad se han propuesto una gran diversidad de dispositivos robóticos, los cuales resultan de costo elevado por su configuración, requieren de sensores y actuadores, resultan ser rígidos y poco ajustables, lo cual puede ser incómodo para el usuario.

En este artículo se presenta el análisis cinemático de un sistema de rehabilitación pasiva para miembros superiores de tres grados de libertad. Este sistema utiliza guías lineales y un juego de poleas-cable, lo cual resulta en un sistema flexible y económico; lo que permite que pueda proporcionar diversos movimientos, tanto básicos como combinados, de las articulaciones del hombro y del codo. Se reportan resultados de simulación obtenidos con el prototipo virtual en el entorno de MSC Adams view y con el uso del módulo de Adams Machinery. También, se presenta el análisis cinemático de algunos movimientos básicos del hombro y codo.

Keywords: Upper limb rehabilitation, cable-based rehabilitation robot, wire-driven mechanism.

1. INTRODUCCIÓN

El Accidente Cerebrovascular (ACV), es causado por una hemorragia o bloqueo en los vasos sanguíneos del cerebro, que daña las células cerebrales y puede ser fatal, causando la muerte. El número de personas discapacitadas debido a un ACV aumenta día a día, se prevé que seguirá aumentando a un ritmo alarmante en Estados Unidos y varios países del mundo [1] [2]. Un paciente que sufrió un ACV, generalmente tiene pérdida de movimiento en la mitad del cuerpo, requiriendo rehabilitación inmediata para recuperar parte de la movilidad en las extremidades. Además, la cantidad actual de profesionales de la salud en fisioterapia es inadecuada para proporcionar rehabilitación a estos grandes grupos.

La rehabilitación en pacientes en la parte del hombro requiere un ejercicio de entrenamiento repetido y progresivo, y para mejorar la efectividad de la rehabilitación, es necesario usar sistemas robóticos. Entre los sistemas de asistencia y rehabilitación se encuentran los exoesqueletos motorizados de múltiples grados de libertad (GDL), para ayudar al movimiento de las extremidades superiores humanas. Para que un exoesqueleto interactúe de forma segura con una extremidad

humana, es importante medir y controlar la fuerza de interacción [3].

Actualmente, se han propuesto máquinas para rehabilitación de miembros superiores e inferiores de movimiento pasivo continuo (MPC) que pueden ser utilizadas desde la etapa inicial del proceso de rehabilitación para recuperar la movilidad y evitar la rigidez. Estas máquinas pueden ser una herramienta para la labor de los fisioterapeutas, de manera que proporcionen movimientos suaves y continuos con base en la etapa y estado de cada paciente en su proceso de rehabilitación.

En las últimas dos décadas se han propuesto una gran cantidad de robots para rehabilitación de extremidades superiores, sin embargo, la mayoría están conformados por eslabones rígidos y, en su mayoría, de mecanismos complejos como los reportados en [1][2][4][5][6][7].

Por otro lado, también se ha propuestos dispositivos de rehabilitación que utilizan cables flexibles, los cuales son mencionados en [8]. El uso de mecanismos actuados por cables, presenta ciertas ventajas como: 1) puede proporcionar una mayor cantidad de movimientos, 2) requiere actuadores de potencia relativamente baja en comparación con los mecanismos que usan eslabones rígidos, 3) son más ligeros y

flexibles, por lo que presentan baja inercia y 3) resultan ser dispositivos más económicos.

En este trabajo se presenta el diseño de un robot para rehabilitación pasiva de miembros superiores con cables flexibles de 3 GDL [8]. El dispositivo proporciona los movimientos necesarios para realizar una rehabilitación de la extremidad superior, los cuales son, hombro: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación interna, rotación externa y circunducción; codo: flexión y extensión.

2. SISTEMA DE REHABILITACIÓN

2.1 Descripción del sistema

En la Fig. 1 se muestra el rehabilitador de extremidades superiores que utiliza guías lineales y un sistema de cable-poleas [8]. EL sistema es de 3 grados de libertad, en la parte superior se tiene dos guías lineales para los movimientos en el eje X y Y. El movimiento en el eje Z es obtenido mediante el sistema de cable-poleas. El sistema propuesto, puede proporcionar, entre otros, los movimientos de: flexión-extensión del hombro, rotación externa del hombro, flexión del codo y abducción del hombro, ver Fig. 2. Solo se presentan estos movimientos, porque el análisis cinemático presentado es similar para estos movimientos.

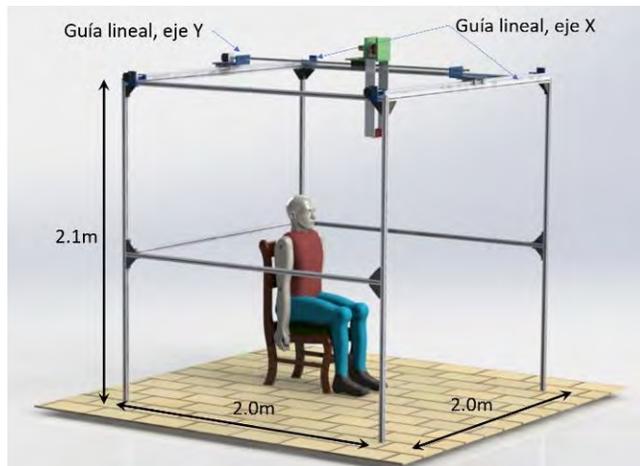


Fig. 1 Sistema de rehabilitación de extremidades superiores [8].

En la Tabla I y Tabla II se muestran los valores máximos para los diversos movimientos del hombro [9] y codo [10].

Tabla I. Valores máximos de la articulación del hombro.

Tipo de movimiento	Valor máximo
Flexión	180°
Extensión	50°
Aducción	48°
Abducción	134°
Rotación Interna	34°
Rotación Externa	142°
Circunducción	360°

Tabla II. Valores máximos de la articulación del codo.

Tipo de movimiento	Valor máximo
Flexión	140-150°
Extensión	2-10°
Supinación	90°
Pronación	80-85°

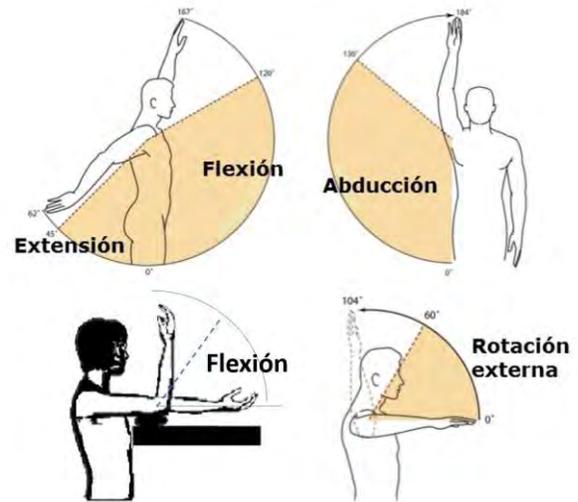


Fig. 2 Movimientos de rehabilitación de extremidades superiores.

2.1 Análisis de movimientos de rehabilitación

El rehabilitador de extremidades superiores con cable flexible, está basado en la configuración de un sistema cartesiano o una grúa tipo puente, ver Fig. 1. Por lo que las entradas para los movimientos en el eje X y Y, se realizan mediante 2 guías lineales, y se utiliza un sistema de poleas-cables para el movimiento en el eje Z. El uso de tornillos, para transmitir los movimientos en los ejes X y Y, ayuda a que las fuerzas sean de magnitud pequeña y que los movimientos sean suaves, dando mayor flexibilidad al usuario, comparado a la rigidez de los sistemas robóticos de rehabilitación. Además, el uso de un servomotor con reductor, así como un tren de engranes para el control del movimiento vertical (cable), no requiere de un sistema de control con compensación de gravedad, es decir, el sistema, sin tener los actuadores alimentados y con la carga de la extremidad superior del paciente, permanece estático, considerando que el peso de la extremidad superior del paciente es menor a 6 kg. Otra ventaja de este prototipo, respecto a los reportados, es que no requiere del uso de varias poleas y cables, solo utiliza 3 actuadores, por lo que el análisis cinemático es menos complejo. Al no ser un sistema, tipo mecanismo paralelo, el diseño de la estrategia de control también resultaría más sencillo.

Como se mencionó anteriormente, en este sistema robótico de rehabilitación, se pueden realizar, entre otros, los movimientos de: flexión del codo (Fig. 3 y 4), abducción del hombro (Fig.

5), rotación externa del hombro (Fig. 6) y extensión del hombro (Fig. 7). Estos movimientos serían sencillos o básicos, es decir es un movimiento puro de una articulación, sin embargo, el sistema de rehabilitación puede proporcionar movimientos combinados como se reportó en [8]. El análisis cinemático para los movimientos mostrados en las Figs. 4 a 7, es similar.

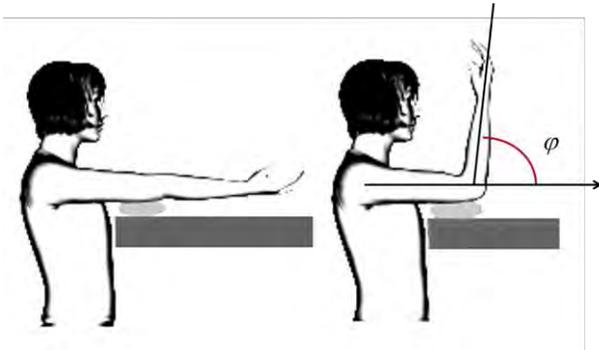


Fig. 3 Movimiento de flexión de codo.

Para realizar los movimientos anteriormente mencionados, solo se tiene que posicionar el cable en un punto fijo (x,y), el cual estaría denotado por el punto inicial del vector R_1 (Figs. 4-7), y posteriormente, solo controlar el movimiento del cable en el eje Z. Es importante mencionar que en algunos movimientos como el de flexión del codo, se requiere de sujetar el brazo a una base, para evitar movimientos indeseados por el usuario. En algunos casos se utilizará una base tipo férula para sujetar todo el brazo del paciente, y así, también evitar dolor o un movimiento indeseado en el usuario.

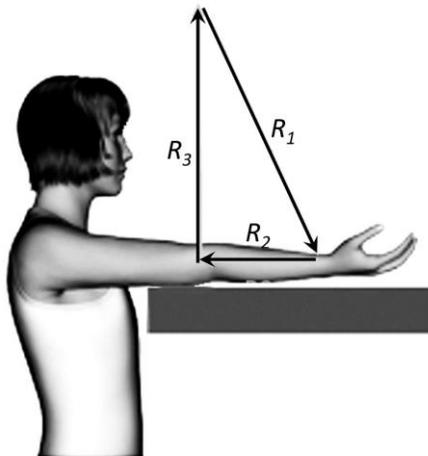


Fig. 4 Ecuación de cierre de circuito para movimiento de flexión en codo.

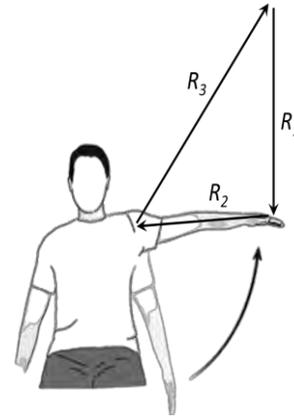


Fig. 5 Ecuación de cierre de circuito para movimiento de abducción en hombro.

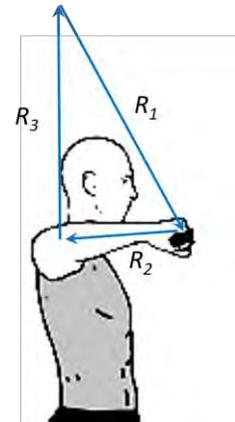


Fig. 6 Ecuación de cierre de circuito para movimiento de rotación externa en hombro.

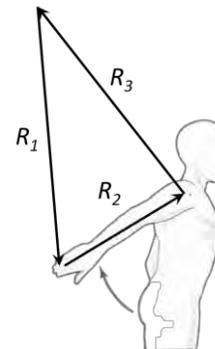


Fig. 7 Ecuación de cierre de circuito para movimiento de extensión en hombro.

2.2 Análisis cinemático del movimiento de flexión de codo

Para determinar el ángulo del codo conforme va flexionando el antebrazo (Fig. 3), debido a que la mano está sujeto mediante

un guante con un sujetador al cable, se utiliza la ecuación de cierre de circuito mostrado en la Fig. 4. Considerando en este caso, que el juego de cable-polea no se mueve en las direcciones X y Y, y que solo subirá el cable (eje Z).

De la Fig. 4, se puede observar que, los datos conocidos son la magnitud de todos los eslabones (R_3 es constante, R_2 es la longitud del antebrazo y R_1 es la longitud conocida del cable conforme se va enrollando en la polea) y $\theta_3=90^\circ$ (constante), queda por determinar θ_1 y θ_2 , correspondientes a los ángulos del cable y del codo.

Tomando en cuenta la Fig. 4, se utiliza la siguiente ecuación de lazo vectorial del mecanismo de tres eslabones, dada por:

$$R_1 + R_2 = R_3 \quad (1)$$

Representando en forma compleja:

$$r_1 e^{j\theta_1} + r_2 e^{j\theta_2} = r_3 e^{j\theta_3} \quad (2)$$

Utilizando la fórmula de Euler ($e^{j\theta} = \cos\theta + j\sin\theta$) para separar la parte real e imaginaria, y, considerando los datos conocidos:

$$r_1 \cos\theta_1 + r_2 \cos\theta_2 = 0 \quad (3)$$

$$r_1 \sin\theta_1 + r_2 \sin\theta_2 = r_3 \quad (4)$$

Después de una manipulación algebraica, se tiene que:

$$\theta_1 = \arccos\left(-\frac{r_2}{r_1} \cos\theta_2\right)$$

$$\theta_2 = \sin^{-1}\left(\sqrt{\frac{r_3^2 - r_1^2 + r_2^2}{2r_2^2}}\right) \quad (5)$$

Para el análisis cinemático de velocidad de la flexión del antebrazo, se deriva (2), considerando que r_1 es variable, junto con θ_1 y θ_2 .

$$j\dot{r}_1 \dot{\theta}_1 e^{j\theta_1} + \dot{r}_1 e^{j\theta_1} + j\dot{r}_2 \dot{\theta}_2 e^{j\theta_2} = 0 \quad (6)$$

Haciendo un cambio de variables: $\omega_1 = \dot{\theta}_1, \omega_2 = \dot{\theta}_2$.

$$j\dot{r}_1 \omega_1 e^{j\theta_1} + \dot{r}_1 e^{j\theta_1} + j\dot{r}_2 \omega_2 e^{j\theta_2} = 0 \quad (7)$$

Separando en su parte real y parte imaginaria:

$$-r_1 \omega_1 \sin\theta_1 + \dot{r}_1 \cos\theta_1 - r_2 \omega_2 \sin\theta_2 = 0 \quad (8)$$

$$r_1 \omega_1 \cos\theta_1 + \dot{r}_1 \sin\theta_1 + r_2 \omega_2 \cos\theta_2 = 0 \quad (9)$$

Después de una manipulación algebraica, se tiene que:

$$\omega_1 = \frac{-(\dot{r}_1 \sin\theta_1 + r_2 \omega_2 \cos\theta_2)}{r_1 \cos\theta_1}$$

$$\omega_2 = \frac{-\dot{r}_1 \cos\theta_1 + \dot{r}_1 \sin\theta_1 \tan\theta_1}{(-r_2 \cos\theta_2 \tan\theta_1 + r_2 \sin\theta_2)} \quad (10)$$

Realizando el mismo procedimiento para el análisis cinemático de aceleración, se deriva (6), se separa en su parte real e imaginaria y se obtienen las aceleraciones para $\gamma_1 = \ddot{\theta}_1, \gamma_2 = \ddot{\theta}_2$, las cuales no se incluyen en este documento por contar con varios términos, resultando en expresiones grandes.

Es importante mencionar, que para los movimientos básicos mostrados en las Figs. 5-7, el procedimiento de análisis es similar, las ecuaciones solo deben de considerar los datos conocidos.

Para subir el cable y levantar la carga (brazo del usuario), se adoptó un polinomio de Bézier interpolado suavemente entre la posición inicial (t_0, z_0) y la posición final (t_f, z_f) del cable. La trayectoria de posición deseada viene dada por:

$$z^*(t) = \begin{cases} z_0 & t \leq t_0 \\ z_0 - (z_f - z_0)\sigma & t_0 < t < t_f \\ z_f & t > t_f \end{cases} \quad (3)$$

$$\sigma(t, t_0, t_f) = \Delta^2 (3 - 2\Delta), \quad \Delta = \frac{t - t_0}{t_f - t_0}$$

Donde z_0 y z_f son las posiciones iniciales y finales deseadas, de modo que la cuerda flexible comience desde una posición inicial y vaya a una posición final con un cambio suave. Para este caso se consideró que:

$$(z_0, z_f) = (0, 0.25m), \quad (t_0, t_f) = (0, 5s).$$

2.2 Prototipo virtual en el entorno de MSC Adams

En la Fig. 8 se muestra el prototipo virtual bajo el entorno del programa de MSC Adams view. Se muestra el cable con las poleas articulada a la mano del paciente; como se mencionó anteriormente, se recomienda utilizar una base para que soporte y fije la parte del brazo que no debe moverse. Se utilizó el módulo de Adams Machinery para insertar el mecanismo de cable-poleas, como se muestra en la Fig. 8. Es importante mencionar que, dependiendo del tipo de movimiento, se tiene que desplazar el sistema de juego-poleas a un punto de referencia (x,y), inicio de vector R_I , y además, se pueden utilizar algunos extensores de polea para dar una mayor rigidez y estabilidad en los movimientos de la extremidad del usuario.

Para las simulaciones, al considerar una densidad de 950 kg/m³ y la geometría 3D del humano en el prototipo virtual, mostrado en la Fig. 8, se obtuvieron los parámetros que se muestran en la Tabla III. El trabajo de Drillis y Cotini [11] es una buena

aproximación para la obtención de la longitud, peso e inercia del cuerpo humano en función del peso total del paciente y de la altura. En ese sentido, en este trabajo se utilizan parámetros de simulación acordes al trabajo de Drillis y Cotini, como se reporta en [12].

Tabla III. Parámetros de simulación.

Segmento	Brazo	Antebrazo	Mano
Masa [kg]	2.54	1.47	0.78
Centro de masa respecto al hombro [cm]	11	40	60
Momento de inercia I [kg m ²]	0.0272	0.011	0.0018

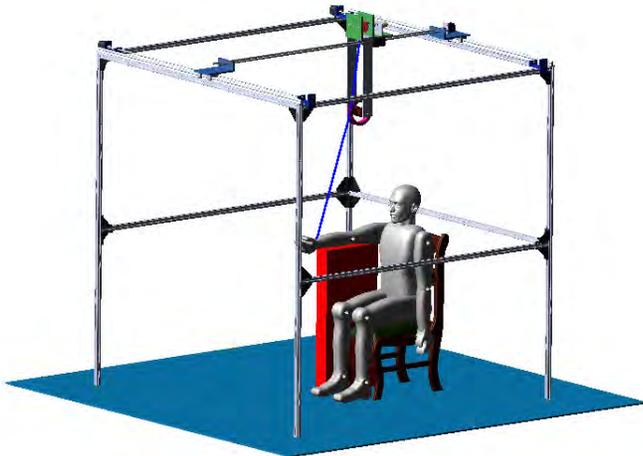


Fig. 8 Prototipo virtual del sistema de rehabilitación en el entorno de MSC Adams view.

Considerando los puntos de apoyo, se tienen los siguientes parámetros: $r_1=0.8265\text{m}$, $r_2=0.2573\text{m}$ y $r_3=0.7941\text{m}$ que se pueden utilizar para calcular los valores desconocidos en (5) 7 (10).

3. RESULTADOS DE SIMULACIÓN

A continuación, se presentan los resultados de simulación para el rehabilitador de extremidades superiores con cables flexibles en el entorno de MSC Adams view. Para esta simulación que se reporta, solo se le da movimiento al servomotor que impulsará los engranes que están acoplados a las poleas. La Fig. 9 muestra la trayectoria suave de Bézier que se utilizó para elevar la cuerda desde la posición de inicio ($z_0=0\text{m}$) hasta una altura final ($z_f=0.25\text{m}$), así como, el movimiento correspondiente de flexión del codo (Fig. 3).

Es importante mencionar que, por el uso de un servomotor con reductor, es capaz de soportar la extremidad superior del paciente, por lo que las simulaciones se realizan despreciando la gravedad.

Para la trayectoria de Bézier que sigue el cable (R_I), se tiene la respuesta mostrada en la Fig. 10. Una secuencia de 5 diferentes posiciones del movimiento de flexión del codo, se muestra con el prototipo virtual en la Fig. 11. Se puede observar que la respuesta de flexión de la articulación es suave.

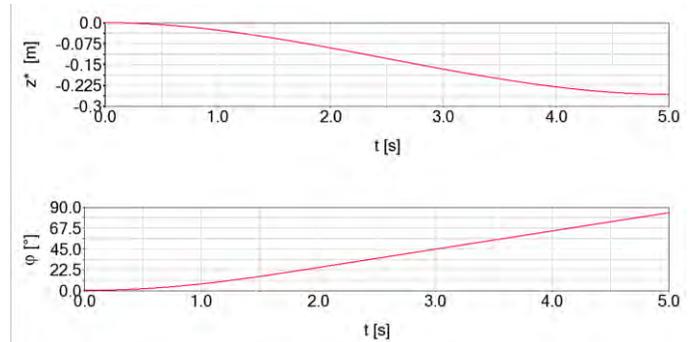


Fig. 9 Trayectoria deseada del cable y ángulo de flexión del codo.

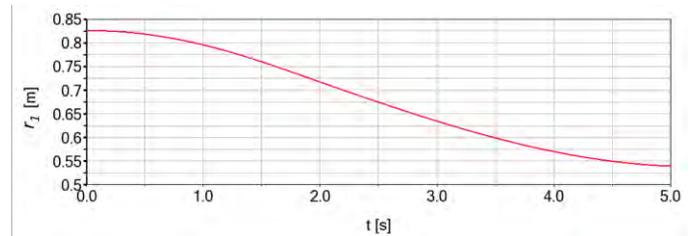


Fig. 10 Respuesta de desplazamiento del cable, vector R_I .

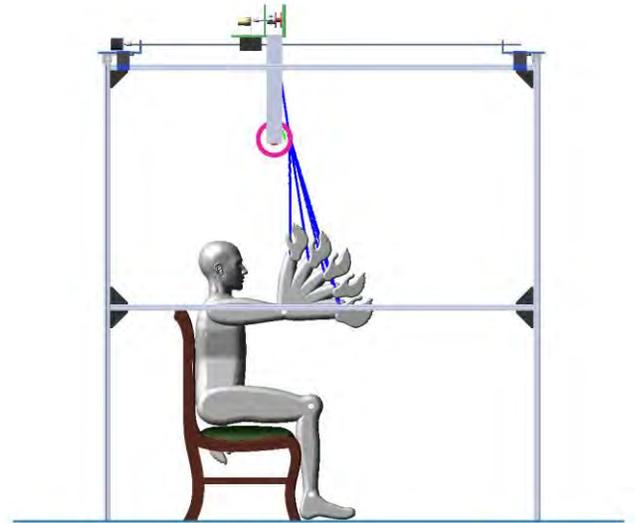


Fig. 11 Diferentes posiciones de la flexión del codo, al subir el cable con la trayectoria de Bézier.

En la Fig. 12, se muestra la respuesta de velocidad y aceleración angular del antebrazo, cuando el cable sube con el desplazamiento dado por la trayectoria del polinomio de Bézier (3). Se puede observar que, a pesar de ser un polinomio de tercer grado, la aceleración no presenta cambios bruscos, dando un movimiento angular suave en el antebrazo, ver Fig. 9.

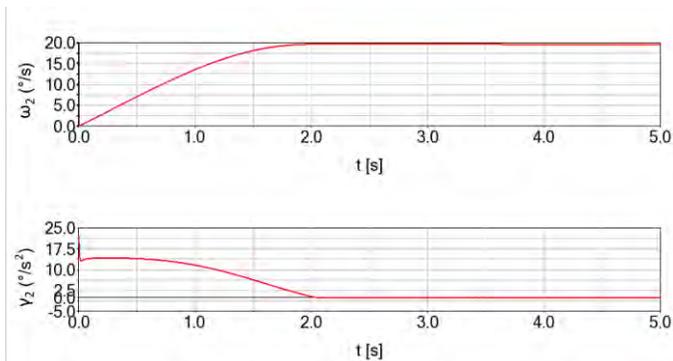


Fig. 12 Velocidad y aceleración angular del codo.

4. CONCLUSIONES

En este artículo se presenta el diseño de una máquina para rehabilitación de extremidades superiores de 3 GDL con cable flexible. La configuración de la máquina permite proporcionar movimientos básicos y combinados, tales como, movimientos del hombro de flexión-extensión, abducción-aducción y rotación interna-externa; así como movimientos del codo de flexión-extensión. En este artículo se reporta los resultados de simulación obtenidos en MSC Adams view, utilizando el prototipo virtual con componentes de maquinaria como son los cables-poleas, del módulo de Adams Machinery. Se presenta el análisis cinemático de la flexión del codo,

Por el uso de guías lineales, es posible implementar el control numérico para proporcionar movimientos básicos, así como movimientos combinados, tanto en la articulación del hombro como del codo. En trabajos futuros, también, se abordará la rigidez, que presentan las articulaciones, provocada por las lesiones y que se incrementa por no tener movilidad. Se construirá el prototipo y se implementará el control numérico (CN) para que el rehabilitador ofrezca más movimientos de rehabilitación en la extremidad superior.

REFERENCIAS

- [1] Rehmat, N., Zuo, J., Meng, W. *et al.* Upper limb rehabilitation using robotic exoskeleton systems: a systematic review. *Int J Intell Robot Appl* 2, pp. 283–295. 2018. <https://doi.org/10.1007/s41315-018-0064-8>.
- [2] H. Shing Lo, S. Quan Xie, Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 34, No. 3, 2012, pp. 261-268, ISSN 1350-4533, <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2011.10.004>.
- [3] H. Hsieh, D. Chen, L. Chien and C. Lan, Design of a Parallel Actuated Exoskeleton for Adaptive and Safe Robotic Shoulder Rehabilitation, in *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 22, no. 5, pp. 2034-2045, Oct. 2017, doi: 10.1109/TMECH.2017.2717874.
- [4] R. A. R. C. Gopura, K. Kiguchi and D. S. V. Bandara, A brief review on upper extremity robotic exoskeleton systems, *2011 6th International Conference on Industrial and Information Systems*,

- Kandy, Sri Lanka, 2011, pp. 346-351, doi: 10.1109/ICIINFS.2011.6038092.
- [5] A. S. Niyetkaliyev, S. Hussain, M. H. Ghayesh and G. Alici, Review on Design and Control Aspects of Robotic Shoulder 1623 Rehabilitation Orthoses, in *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, vol. 47, no. 6, pp. 1134-1145, Dec. 2017, doi: 10.1109/THMS.2017.2700634.
- [6] M. A. Destarac, C. E. Garcia Cena, J. Garcia, R. Espinoza and R. J. Saltaren, ORTE: Robot for Upper Limb Rehabilitation. Biomechanical Analysis of Human Movements., in *IEEE Latin America Transactions*, vol. 16, no. 6, pp. 1638-1643, June 2018, doi: 10.1109/TLA.2018.8444160.
- [7] Liu L, Shi YY, Xie L (2016) A novel multi-dof exoskeleton robot for upper limb rehabilitation. *J Mech Med Biol* 16 (08) 2016. 1640023.
- [8] Milton U. Vargas-Ortiz, Andrés Blanco-Ortega, Jorge Colín-Ocampo, Wilberth M. Alcocer-Rosado, Manuel de Jesús Palacios-Gallegos, Víctor Fernando Ramos Fon Bon. Sistema de rehabilitación para miembros superiores con cables flexibles. *Jornada de Ciencia y Tecnología Aplicada*. Vol. 4, Núm. 1, Enero - Junio 2021.
- [9] A. Magadán, A. Blanco, José A. Santana, F. A. Gómez, E. Antunez, Diseño y control de un rehabilitador de hombre. *Pistas Educativas*, No. 130, noviembre 2018, México. Pp. 1764-1778. ISSN: 2448-847X.
- [10] M. T. Angulo, A. Álvarez, Y. Fuentes. Biomecánica de la Extremidad Superior. Exploración del Codo, *Biomecánica clínica*, Vol. 3, Núm. 4. Pp. 82-103. 2011. ISSN: 1989-5305. Contini, R., Drillis, R. and Bluestein, M. Determination of Body Segment Parameters, *The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 5(5), pp. 493–504. 1963. doi: 10.1177/001872086300500508.
- [11] Contini, R., Drillis, R. and Bluestein, M. Determination of Body Segment Parameters, *The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 5(5), pp. 493–504. 1963. doi: 10.1177/001872086300500508.
- [12] A. J. Martínez-Mata, A. Blanco-Ortega, C. H. Guzmán-Valdivia, C. Cortes-García, J. A. Arellano-Cabrera. Aspectos básicos para el diseño mecánico de un exoesqueleto de extremidades inferiores para aumento de fuerza. *Jornada de Ciencia y Tecnología Aplicada*. Vol. 3, Núm. 1, Enero - Junio 2020.