



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA INGENIERÍA INDUSTRIAL

**“CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA INTELIGENTE DE
REHABILITACIÓN MOTRIZ PARA EXTREMIDADES
SUPERIORES BASADO EN ALGORITMOS DE CONTROL Y
MONITOREO”.**

Trabajo de Titulación

Tipo: Propuesta Tecnológica

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO INDUSTRIAL

AUTORES:

ARTEAGA VELASQUEZ DAVID GERARDO

GARCÉS FIALLOS DENNIS STALIN

Riobamba – Ecuador

2022



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE MECÁNICA
CARRERA INGENIERÍA INDUSTRIAL

**“CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA INTELIGENTE DE
REHABILITACIÓN MOTRIZ PARA EXTREMIDADES
SUPERIORES BASADO EN ALGORITMOS DE CONTROL Y
MONITOREO”.**

Trabajo de Titulación

Tipo: Propuesta Tecnológica

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO INDUSTRIAL

**AUTORES: ARTEAGA VELASQUEZ DAVID GERARDO
GARCÉS FIALLOS DENNIS STALIN**

DIRECTOR: ING. EDUARDO FRANCISCO GARCÍA CABEZAS

Riobamba – Ecuador

2022

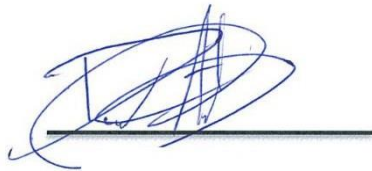
©2022, Arteaga Velásquez David Gerardo y Garcés Fiallos Dennis Stalin.

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

Nosotros, **Arteaga Velásquez David Gerardo** y **Garcés Fiallos Dennis Stalin**, declaramos que el presente trabajo de titulación es de nuestra autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autores asumimos la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este trabajo de titulación; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 10 de marzo de 2022



David Gerardo Arteaga Velásquez

C.I. 180445534-1



Garcés Fiallos Dennis Stalin


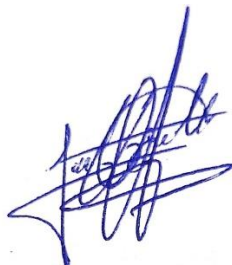
C.I. 180442232-5

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE MECÁNICA

CARRERA INGENIERÍA INDUSTRIAL

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica que: El Trabajo de Titulación: Tipo: Propuesta Tecnológica, **CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA INTELIGENTE DE REHABILITACIÓN MOTRIZ PARA EXTREMIDADES SUPERIORES BASADO EN ALGORITMOS DE CONTROL Y MONITOREO**, realizado por los señores: **ARTEAGA VELASQUEZ DAVID GERARDO** y **GARCÉS FIALLOS DENNIS STALIN**, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del Trabajo de Titulación, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	FIRMA	FECHA
Ing. Marcelo Esteban Calispa Aguilar PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		2022-03-10
Ing. Eduardo Francisco García Cabezas DIRECTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN		2022-03-10
Ing. Juan Carlos Cayán Martínez MIEMBRO DEL TRIBUNAL		2022-03-10

DEDICATORIA

Dedico este trabajo de titulación principalmente a Dios, por haberme dado la fortaleza y permitirme el haber llegado hasta este momento tan importante de mi formación profesional. A mi padre y madre, por ser los pilares más importantes y por demostrarme siempre su cariño y apoyo incondicional sin importar nuestras diferencias de opiniones. A mis tías y tíos, que los quiero como mucho, por apoyarme y compartir momentos significativos conmigo y por siempre estar dispuestos a escucharme, apoyarme y ayudarme en cualquier momento. A mi compañero de equipo Dennis, por ser una persona muy esencial e importante en el equipo que formamos, no hubiéramos logrado esta meta sin su dedicación incondicional.

DAVID GERARDO ARTEAGA VELÁSQUEZ

El presente trabajo de investigación lo dedico a Dios, por haber guiado mis pasos, por darme la fortaleza y sabiduría necesaria para seguir adelante ante cada adversidad y así lograr este sueño tan deseado. A mi Madre, por su amor y apoyo incondicional a lo largo de mi vida estudiantil, por estar siempre conmigo en las buenas y malas, por su duro esfuerzo en todos estos años, me siento muy orgullo de ser su hijo. A mis abuelitos, tíos y primos por siempre estar conmigo brindándome sus consejos, apoyo en todo momento en el transcurso de esta etapa con palabras de aliento para seguir con pie firme y llegar con éxito al final de la carrera.

Este triunfo se la dedico a toda mi familia, por ser el pilar fundamental para conseguir esta alegría.

Familia gracias por todo.

DENNIS STALIN GARCÉS FIALLOS

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por protegerme durante todo mi camino y darme fuerzas para superar obstáculos y dificultades a lo largo de toda mi vida.

A mi madre y padre, que con su demostración de padres ejemplares me ha enseñado a no desfallecer ni rendirme ante nada y siempre perseverar a través de sus sabios consejos.

A mis tías y tíos, por su apoyo incondicional y por demostrarme la gran fe que tienen en mí.

A Dennis, por acompañarme durante todo este arduo camino y compartir conmigo alegrías y fracasos.

Al Ing. Eduardo García, director de tesis, por su valiosa guía y asesoramiento a la realización de la misma.

Gracias a todas las personas que ayudaron directa e indirectamente en la realización de este proyecto.

DAVID GERARDO ARTEAGA VELÁSQUEZ

Agradezco a Dios por cuidarme y guiarme por un buen camino y estar siempre conmigo en los buenos y malos momentos a lo largo de mi vida

A mi Madre, Maritza por enseñarme valores y principios para seguir por un buen camino, por todos los consejos brindados, por siempre confiar y creer en mí y ayudarme a cumplir este sueño, tan deseado por ella y por mí. A mis abuelitos, tíos y primos por estar conmigo, inculcándome por el buen camino y no dejarme desmayar. A mis amigos de carrera, que supieron comprenderme y ayudarme a seguir adelante, A David por todo su esfuerzo, paciencia y dedicación invertido para que este trabajo salga adelante, éxitos amigo.

Y por su puesto a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, en especial a la carrera de Ingeniería Industrial por abrirme sus puertas y compartir todos sus conocimientos en el transcurso de mi preparación. En especial al Ing. Eduardo García y al Ing. Juan Carlos Cayán, miembros del trabajo de integración curricular, que con su paciencia y orientación supieron brindarme su apoyo desinteresado para culminar de la mejor manera el presente trabajo.

DENNIS STALIN GARCÉS FIALLOS

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	¡Error! Marcador no definido.
ÍNDICE DE FIGURAS.....	¡Error! Marcador no definido.
ÍNDICE DE GRÁFICOS.....	¡Error! Marcador no definido.
ÍNDICE DE ANEXOS	¡Error! Marcador no definido.
RESUMEN	¡Error! Marcador no definido.ii
SUMMARY	¡Error! Marcador no definido.iii
INTRODUCCIÓN	1

CAPITULO I

1.1	Antecedentes	2
1.2	Planteamiento del problema	3
1.3	Justificación	4
1.4	Alcance	4
1.5	Objetivos	5
1.5.1	<i>Objetivo General</i>	5
1.5.2	<i>Objetivos Específicos</i>	5

CAPITULO II

2.	MARCO TEÓRICO.....	6
2.1	Estado del Arte	6
2.2	Sistemas de Rehabilitación.....	7
2.2.1	<i>Indagación sobre sistemas inteligentes de rehabilitación en el mercado</i>	7
2.3	Miembro Superior	8
2.3.1	<i>Movimientos del miembro superior</i>	9
2.3.2	<i>Biomecánica del miembro superior</i>	10
2.3.3	<i>Hombro</i>	11
2.3.4	<i>Codo</i>	11
2.3.5	<i>Muñeca</i>	12
2.3.5.1	<i>Desviación radial y cubital</i>	13
2.3.6	<i>Lesiones en los miembros superiores.</i>	13
2.4	Protocolo de Rehabilitación	16
2.4.1	<i>Protocolo de rehabilitación miembro superior</i>	17
2.5	Diseño y modelado asistido por software CAD	18

2.5.1	<i>SolidWorks</i>	18
2.6	Módulos de desarrollo	19
2.6.1	<i>Raspberry</i>	19
2.6.2	<i>Controlador lógico programable - PLC</i>	20
2.6.3	<i>ESP8266</i>	20
2.6.4	<i>Arduino</i>	21
2.6.5	<i>Arduino Mega</i>	21
2.7	Actuadores	22
2.7.1	<i>Actuadores Eléctricos</i>	22
2.7.1.1	<i>Motor de corriente Directa DC</i>	22
2.7.1.2	<i>Servo Motor MG 995</i>	22
2.7.1.3	<i>Motor Pasó a Paso Nema 23</i>	23
2.8	Software de desarrollo.....	23
2.8.1	<i>LabView</i>	23
2.8.2	<i>Python</i>	24
2.8.2.1	<i>Software Qt</i>	24
2.8.2.2	<i>Software Tkinter</i>	25
2.9	Sensores	25
2.10	Marco Legal.....	25

CAPÍTULO III

3.	Metodología.....	27
3.1	Tipo de Investigación	27
3.2	Método de Investigación	27
3.3	Técnicas e instrumentos	27
3.4	Universo	27
3.5	Unidad de muestreo.....	28
3.6	Fuentes de investigación.....	29
3.7	Técnicas de la investigación	29
3.9	Requerimientos.....	29
3.9.1	<i>Requerimientos de Fisioterapia</i>	30
3.9.2	<i>Generación de un protocolo de tratamiento</i>	31
3.9.3	<i>Requerimientos mecánicos</i>	31
3.9.4	<i>Requerimientos Hardware</i>	32
3.9.5	<i>Requerimientos Software</i>	32
3.10	Desarrollo del sistema electromecánico	33

3.10.1	<i>Diseño conceptual del prototipo</i>	33
3.10.2	<i>Selección del tipo de movimiento</i>	33
3.10.3	<i>Estudio antropométrico</i>	34
3.10.4.	<i>Ángulos de movimientos del miembro superior</i>	35
3.10.5	<i>Hardware para procesamiento del sistema</i>	35
3.10.5.1	<i>Análisis comparativo de los módulos de desarrollo</i>	35
3.10.5.2	<i>Raspberry Pi4</i>	37
3.10.6	<i>Hardware de pasarela de comunicación- Procesador- Entorno Físico</i>	38
3.10.6.1	<i>Análisis comparativo de los Hardware de pasarela de comunicación</i>	38
3.10.6.2	<i>Modulo de comunicación serial –Arduino Uno</i>	38
3.10.7	<i>Actuadores aplicados en el sistema.</i>	39
3.10.7.1	<i>Análisis comparativo de los actuadores.</i>	39
3.10.7.2	<i>Motor Nema 23</i>	40
3.10.8	<i>Actuador DC</i>	40
3.10.8.1	<i>Análisis comparativo del motor reductor.</i>	40
3.10.8.2	<i>Motor con caja reductora</i>	42
3.10.8.2.1	<i>Monster driver VNH2SP30 30A.</i>	42
3.10.9	<i>Elemento SPDM.</i>	43
3.10.10	<i>Hardware para visualización entorno grafico del sistema</i>	43
3.11	Software para el diseño del prototipo	44
3.11.1	<i>Diseño y Modelado en SolidWorks</i>	44
3.11.2	<i>Software aplicado en la programación</i>	45
3.11.2.1	<i>Raspberry</i>	45
3.11.2.2	<i>Python</i>	¡Error! Marcador no definido.
3.12	Diseño CAD	45
3.12.1	<i>Fase I</i>	45
3.12.2	<i>Fase II</i>	46
3.12.3	<i>Fase Final</i>	46
3.13	Análisis estructural	48
3.13.1	<i>Análisis Estático</i>	51
3.14	Mecanizado	57
3.14.1	<i>Construcción del motor reductor</i>	57
3.14.2	<i>Desplazamiento de los dientes del piñón.</i>	57
3.14.3	<i>Ejes de Aluminio</i>	58
3.14.4	<i>Base del prototipo</i>	58
3.14.5	<i>Ensamble final</i>	59
3.15	Cableado general	59

3.15.1	<i>Diagrama Eléctrico</i>	60
3.16	Programación Software	61
3.16.1	<i>Programación Arduino</i>	61
3.16.2	<i>HMI para configuración y manipulación del sistema de rehabilitación</i>	62
3.16.3	<i>Diagrama de flujo de la interfaz programada</i>	66
3.16.4	<i>Programación en Python</i>	67
3.17	Prototipo Final Ensamblado	68
3.18	Implementación	68
3.18.1	<i>Pruebas para la evaluación de la funcionalidad</i>	69
3.18.1.1	<i>Pruebas de funcionalidad sin carga</i>	69
3.18.1.2	<i>Pruebas de funcionalidad con carga</i>	72
3.18.1.3	<i>Análisis comparativo de las pruebas de funcionalidad con carga y sin carga</i>	75
3.18.2	<i>Pruebas de validación en centro de rehabilitación</i>	77
3.18.2.1	<i>Pruebas de validación médico- técnico</i>	78
3.18.2.1	<i>Pruebas de validación con un paciente</i>	79
3.19	Cálculo de costos	81
3.19.1	<i>Costos Directos</i>	81
3.19.2	<i>Costos Indirectos</i>	82
3.19.3	<i>Costos Totales</i>	82

CAPÍTULO IV

4.	Resultados	83
4.1	Discusión de los resultados	83
4.2	Diseño mecánico	83
4.3	Diseño final – SolidWorks:	84
4.4	Programación – interfaz HMI:	86
4.5	Pruebas de funcionalidad – Validación del prototipo	86
4.6	Tipos de ejercicios obtenidos con del sistema inteligente	87
4.7	Número de pasos por cada nivel	92
4.8	Tiempos de recorrido por cada nivel	93
	CONCLUSIONES	94
	RECOMENDACIONES:	96

GLOSARIO

BIBLIOGRAFIA

ANEXOS

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2:	Sistemas inteligentes de rehabilitación en el mercado.....	7
Tabla 2-2:	Técnicas e instrumentos utilizados para el diagnóstico de lesiones.....	14
Tabla 3-2:	Técnicas e instrumentos utilizados en el protocolo de rehabilitación.....	17
Tabla 1-3:	Medidas antropométricas de la circunferencia del brazo.....	28
Tabla 2-3:	Características de los sistemas de rehabilitación.....	29
Tabla 3-3:	Medidas antropométricas de las partes del miembro superior.....	34
Tabla 4-3:	Movimientos y ángulos correspondientes de la extremidad superior.....	35
Tabla 5-2:	Comparación de las características de los módulos de desarrollo.....	36
Tabla 6-3:	Características de la tarjeta programable raspberry Pi 4.....	37
Tabla 7-3:	Características de las tarjetas de desarrollo arduino.....	38
Tabla 8-3:	Características del módulo de comunicación arduino uno.....	39
Tabla 9-3:	Especificaciones técnicas de los actuadores eléctricos.....	39
Tabla 10-3:	Características técnicas del motor paso a paso nema 23.....	40
Tabla 11-3:	Especificaciones técnicas del motor reductor.....	41
Tabla 12-3:	Características técnicas del motor con caja reductora.....	42
Tabla 13-3:	Características Monster driver VNH2SP30 30A.....	42
Tabla 14-3:	Características del elemento SPDM.....	43
Tabla 15-3:	Características técnicas del hardware de visualización.....	44
Tabla 16-3:	Grados de libertad asignados para el movimiento del miembro superior.....	45
Tabla 17-3:	Relación de oscilaciones para obtener la velocidad angular del motor.....	52
Tabla 18-3:	Relación de oscilaciones en los baricentros.....	54
Tabla 19-3:	Terminales de conexión de la tarjeta programable arduino.....	61
Tabla 20-3:	Terminales de conexión serial de arduino y raspberry.....	62
Tabla 21-3:	Ángulos positivos del sistema inteligente de rehabilitación sin carga.....	70
Tabla 22-3:	Ángulos negativos del sistema inteligente de rehabilitación sin carga.....	71
Tabla 23-3:	Error absoluto en sistema inteligente de rehabilitación sin carga.....	71
Tabla 24-3:	Ángulos positivos del sistema inteligente de rehabilitación con carga.....	73

Tabla 25-3:	Ángulos negativos del sistema inteligente de rehabilitación con carga.	73
Tabla 26-3:	Error absoluto en sistema inteligente de rehabilitación con carga.....	74
Tabla 27-3:	Porcentajes de errores obtenidos de las diferentes pruebas de funcionamiento. ..	75
Tabla 28-3:	Costos directos del trabajo de titulación.....	81
Tabla 29-3:	Costos indirectos del trabajo de titulación.....	82
Tabla 30-3:	Costos totales del trabajo de investigación.....	82
Tabla 1-4:	Relación de oscilaciones de los baricentros con respecto a la velocidad angular. 83	
Tabla 2-4:	Ejercicio programados para rehabilitación en la muñeca (flexión –extensión). ..	88
Tabla 3-4:	Ejercicio programados para rehabilitación en la muñeca (abducción- aducción). 89	
Tabla 4-4:	Ejercicio programados para rehabilitación en el codo (flexión –extensión).	90
Tabla 5-4:	Ejercicio programados para rehabilitación en el hombro (flexión).	91
Tabla 6-4:	Número de pasos por cada nivel en los diferentes ángulos.	92
Tabla 7-4:	Tiempos de los niveles a distintas velocidades por ciclo.....	93

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2:	Sistemas de Rehabilitación.....	7
Figura 2-2:	Sistemas de rehabilitación universal.....	8
Figura 3-2:	Partes del miembro superior.....	9
Figura 4-2:	Posición cero y planos del cuerpo humano.....	10
Figura 5-2:	Partes del miembro superior.....	10
Figura 6-2:	Articulación del miembro superior hombro.....	11
Figura 7-2:	Movimiento flexión- extensión del codo.....	12
Figura 8-2:	Movimiento pronación-supinación del codo.....	12
Figura 9-2:	Movimiento flexión-Extensión de la muñeca.....	13
Figura 10-2:	Movimiento abducción - aducción de la muñeca.....	13
Figura 11-2:	Software de diseño SolidWorks.....	19
Figura 12-2:	Tarjeta programable Raspberry Pi4.....	19
Figura 13-2:	PLC fp4030mt-10808r.....	20
Figura 14-2:	<i>Chip integrado esp8266</i>	20
Figura 15-2:	Tarjeta de desarrollo arduino.....	21
Figura 16-2:	Hardware programable arduino mega.....	21
Figura 17-2:	Motor de corriente directa.....	22
Figura 18-2:	Servo motor tower pro mg995.....	23
Figura 19-2:	Motor paso a paso nema 23.....	23
Figura 20-2:	Software de programación LabView.....	24
Figura 21-2:	Plataforma programable python.....	24
Figura 1-3:	Protocolo de rehabilitación para manejo de fracturas.....	31
Figura 2-3:	Toma física de las medidas de la muñeca, brazo, hombro.....	34
Figura 3-3:	Diseño del prototipo de rehabilitación fase 1.....	46
Figura 4-3:	Estructura del prototipo de rehabilitación fase II.....	46
Figura 5-3:	Articulaciones del Prototipo de rehabilitación.....	47
Figura 6-3:	Diseño final de prototipo de rehabilitación.....	48

Figura 7-3:	Análisis de esfuerzos estáticos del prototipo a cero grados	49
Figura 8-3:	Análisis de esfuerzos estático del prototipo a 60° en la articulación del codo ...	50
Figura 9-3:	Partes de la caja reductora	51
Figura 10-3:	Diagrama de momento del brazo	52
Figura 11-3:	Diagrama de momento del codo	53
Figura 12-3:	Diagrama de momento de la muñeca.....	53
Figura 14-3:	Motor reductor formado por piñón y sinfín	57
Figura 15-3:	Desplazamiento por cada diente del piñón	58
Figura 16-3:	Partes fabricadas del prototipo de rehabilitación.	58
Figura 17-3:	Eje metálico principal del prototipo	59
Figura 18-3:	Prototipo de rehabilitación ensamblado.....	59
Figura 19-3:	Cableado electromecánico del sistema de rehabilitación	60
Figura 20-3:	Diagrama eléctrico del sistema inteligente de rehabilitación	61
Figura 21-3:	Interfaz gráfica principal del sistema de rehabilitación.....	62
Figura 22-3:	Selección del tipo de ejercicio del sistema rehabilitación	63
Figura 23-3:	Pruebas con carga adicional de 650gr.....	69
Figura 24-3:	Medición de ángulos positivos(a) y negativos (b)	70
Figura 25-3:	Medición de ángulos positivos (a) y negativos (b) con carga	72
Figura 28-3:	Localización del centro médico- CORPUS	77
Figura 29-3:	Validación del prototipo a cargo de Autopro.....	78
Figura 30-3:	Valoración del prototipo por parte de un especialista	78
Figura 31-3:	Ejercicio flexión- extensión en la muñeca.	79
Figura 32-3:	Ejercicio de flexión- extensión en el codo.....	79
Figura 33-3:	Ejercicio de flexión- extensión en el hombro.	80
Figura 1-4:	Momentos generados en las áreas a rehabilitar.....	83
Figura 2-4:	Estructura del prototipo mecánico final.....	84
Figura 3-4:	Diseño Prototipo mecánico final	85
Figura 4-4:	Análisis de material – Von Misses	85
Figura 5-4:	Representación gráfica de la Interfaz HMI	86

Figura 6-4:	Pruebas de funcionalidad ejercicio hombro	87
Figura 7-4:	Socialización del prototipo en el centro físico Corpus.....	87

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-3:	Diagrama del proceso para el desarrollo del prototipo	33
Gráfico 2-3:	Flujograma para la programación del sistema inteligente de rehabilitación.	64
Gráfico 3-3:	Flujograma del sistema HMI.....	66
Gráfico 4-3:	Flujograma de programación del sistema.....	68
Gráfico 5-3:	Ángulos positivo con carga vs Ángulos positivo sin carga	76
Gráfico 6-3:	Ángulos negativos con carga vs Ángulos negativos sin carga	76

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: GALERÍA GRÁFICA- DISEÑO DEL PROTOTIPO

ANEXO B: ANÁLISIS DE ESFUERZOS ESTÁTICOS MÁQUINA DE REHABILITACIÓN
180°

ANEXO C: ANÁLISIS DE ESFUERZOS ESTÁTICOS MÁQUINA DE REHABILITACIÓN
80°

ANEXO D: ALGORITMO UTILIZADO- SISTEMA DE REHABILITACIÓN

ANEXO E: PROTOCOLO DE REHABILITACIÓN EXTREMIDADES SUPERIORES

ANEXO F: PLANOS DEL PROTOTIPO

RESUMEN

El presente trabajo de titulación denominado construcción de un sistema inteligente de rehabilitación motriz para extremidades superiores basado en algoritmos de control y monitoreo, tiene como objetivo permitir realizar una rehabilitación adecuada mediante ejercicios regenerativos, que fomente la auto rehabilitación desde la comodidad de su hogar, contando siempre con un control permanente de un especialista. El desarrollo del trabajo de investigación estuvo contemplado como primera instancia en una identificación y revisión bibliográfica sobre las medidas antropométricas, así como el desarrollo de un protocolo de rehabilitación definido para el proceso de rehabilitación de miembros superiores, posteriormente se realizó la generación de un modelo original para la asistencia al proceso de rehabilitación mediante el software Solidworks, se realizó la selección del hardware y software adecuados para la implementación de un sistema de control y un interfaz hombre máquina (HMI) para manipulación del equipo, luego se realizó la implementación del equipo de asistencia al proceso de rehabilitación, finalizando con la validación del equipo mediante pruebas de funcionamiento obteniendo valores porcentuales para los ángulos positivos con carga, con un error del 9.63% y sin carga un error del 4%, donde se muestra porcentajes admisibles en cada repetición de los distintos grados de libertad en los diferentes niveles, concluyendo con la obtención de resultados numéricos y gráficos de comparación para una validez y aceptación adecuada del prototipo. Se refleja un porcentaje mínimo de error para los ángulos negativos (sin carga - con carga), sobre todo en el grado de libertad correspondiente al codo, debido a que no es factible movimientos de recuperación menores a cero grados. Se recomienda realizar pruebas en personas de otras localidades para obtener mejores datos para ser analizados, de la misma manera, realizar simulación de cada una de las partes que conforman la estructura externa del prototipo utilizando otro software de simulación.

Palabras clave: <SISTEMA INTELIGENTE> <REHABILITACIÓN MOTRIZ>
<AUTOMATIZACIÓN> <MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS>
<SOLIDWORKS(SOFTWARE)>.

0974-DBRA-UPT-2022



SUMMARY

The present degree work, called construction of an intelligent motor rehabilitation system for upper limbs base on control and monitoring algorithms, aims to allow adequate rehabilitation through regenerative exercises, which promotes self-rehabilitation from the comfort of your home, always under the continuous control of a specialist. The development of the research work was contemplated as a first instance in an identification and literature review on anthropometric measurement, as well as the development of a rehabilitation protocol defined for the rehabilitation process of upper limbs, then the generation of an original model for the assistance to the rehabilitation process using SolidWorks software, the selection of appropriate hardware and software for the implementation of a control system and a human machine interface (HMI) for handling the equipment was performed. Then, the implementation of the equipment to assist the rehabilitation process was performed, ending with the validation of the equipment through functional tests obtaining percentage values for the positive angles with load, with an error of 9.63% and without load an error of 4%, where admissible percentages are shown in each repetition of the different degrees of freedom in different levels, concluding with the obtaining of numerical results and comparison graphs for an adequate validity and acceptance of the prototype. A minimum percentage of error is reflected for the negative angles (without load – with load), especially in the degree of freedom corresponding to the elbow, due to the fact that recovery movements of less than zero degrees are not feasible. It is recommended to perform tests on people from other locations to obtain better data to be analyzed, in the same way, to perform simulation of each of the parts that make up the external structure of the prototype using other simulation software.

Keywords: < INTELLIGENT SYSTEM > < MOTIVE REHABILITATION >
<AUTOMATION> < ANTHROPOMETRIC MEASUREMENTS> < SOLIDWORKS
(SOFTWARE)>



Mgs. Monica Paulina Castillo Niama
C.I. 060311780-5

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad la ingeniería ha sido una de las áreas con mayor interés para alcanzar niveles de precisión y eficiencia incursionando en la rehabilitación física integrando varios modelos de sistemas electromecánicos y robóticos, adicional a las terapias convencionales realizadas por un especialista, se está comenzando a utilizar robot neuro-rehabilitadores, los mismos que ayudan al paciente a realizar trabajos repetitivos de mejor manera, la construcción de sistemas protésicos como extensiones de cualquier extremidad del cuerpo humano presenta grandes mejoras en características esenciales tales como: flexibilidad, estética, peso ligero y multifuncionalidad. Una de las herramientas que buscan mejorar la calidad de vida de las personas, son las tecnologías de asistencia o de rehabilitación, tales como los exoesqueletos. Un exoesqueleto es, básicamente una estructura para ser usada sobre el cuerpo humano a manera de prenda de vestir, tal como lo describe el término inglés ‘wearable robots’, que sirve como apoyo y se usa para asistir los movimientos y/o aumentar las capacidades del cuerpo humano. Estas estructuras se adaptan al cuerpo con sistemas inteligentes de procesamiento y sensado para la toma de decisiones, con el fin de realizar una tarea previamente definida. (Muri et al. 2013, p. 15)

El sistema óseo de los seres humanos se encuentra formado por 206 huesos 3 de ellos se encuentran en las extremidades superiores como son: el húmero, el cúbito y el radio, estos huesos conjuntamente con los músculos, articulaciones, tendones y tejidos forman los brazos, principal herramienta de los seres humanos para realizar determinadas actividades, los mismos que son muy propensos a sufrir lesiones leves o graves producidas en el ámbito laboral o causada por otro tipo de accidente, existiendo en la actualidad diversos sistemas inteligentes de rehabilitación utilizados en la neuro-rehabilitación del ser humano como el robot “Armeo” el cual ayuda a la rehabilitación del brazo y la mano, realizando ejercicios con mayor número de repeticiones, esenciales para recuperar la actividad motora, en nuestro país se han venido desarrollando avances en el área de rehabilitación física con equipos electromecánicos y robóticos (Ortiz Rodríguez y Padilla García 2019, p. 20)

El grupo de investigación en nuevas tecnologías, información, comunicación y procesos “AUTOPRO” de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, se encuentra realizando trabajos de vinculación, orientado su ayuda hacia los sectores vulnerables de la sociedad, generando prototipos de rehabilitación de miembros superiores, que sea amigable con el ser humano y que tenga un costo accesible, actualmente el grupo se encuentra trabajando en el proyecto denominado “Desarrollo de sistemas inteligentes para rehabilitación física de extremidades superiores e inferiores por lesiones generadas en el ámbito laboral” y esta es la raíz para formulación de este proyecto.

1.1 Antecedentes

El miembro superior o extremidad superior, del cuerpo humano, lo componen las extremidades que se fijan a la parte superior del tronco, la misma que se compone de cuatro segmentos los cuales son: cintura escapular, brazo, antebrazo y mano; estos se caracterizan por su movilidad y capacidad para manipular y sujetar, cuando la extremidad superior presenta algún tipo de patología misma que producen lesiones de estas las que se encuentran sometidas a intervención quirúrgica, luego de este proceso acorde la patología y la severidad del daño la mayor parte de las veces requieren una recuperación adecuada, la mayoría de la veces a través de la rehabilitación.

La rehabilitación tiene como finalidad lograr que el paciente realice sus funciones y actividades cotidianas mediante un conjunto de procedimientos (Hidalgo Guacho 2015, p. 45) en los que el paciente va mejorando la movilidad progresivamente e incrementando la fuerza de su articulación, músculo o tejido afectado ya sea por un accidente o por una enfermedad. Con conocimiento de que la robótica terapéutica permite acelerar el proceso de rehabilitación, se consideró para este proyecto un prototipo controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca de una persona adulta, el cual realizará movimientos pasivos al paciente para alcanzar la movilidad completa de la articulación del codo o la muñeca dentro de la primera y segunda etapa de rehabilitación (Moya Cáceres y Vásquez Gabela 2014). Debido a estas consideraciones existen neuro rehabilitadores que facilitan este proceso, el inicio precoz del tratamiento y su intensidad y duración adecuadas conllevan mayor recuperación funcional y menores mortalidad, tasa de institucionalización y estancia hospitalaria. Es imprescindible realizar un esfuerzo de planificación para que los pacientes puedan beneficiarse de un tratamiento neuro rehabilitador específico iniciado precozmente, con la intensidad necesaria y de forma continuada durante el ingreso y posteriormente de forma ambulatoria. (Murie-Fernández et al. 2010)

Debido a la falta de especialista en rehabilitación, costos elevados que genera la terapia personal y la alta demanda de pacientes con lesiones, los centros de salud no pueden satisfacer de manera adecuada el proceso de rehabilitación, lo cual genera retrasos en la recuperación lo que podría provocar la pérdida del movimiento del miembro superior, es por eso, que es necesario el uso de equipos tecnológico que complementen o ayuden a tratar pacientes de una manera más efectiva. Una buena opción de apoyo es el uso de equipos como prótesis y órtesis robóticas, exoesqueletos, sistemas electromecánicos entre otros.

En base a esta problemática originada el grupo de Investigación AUTOPRO de la Escuela de Ingeniería Industrial de la ESPOCH se encuentra realizando trabajos de vinculación orientado su

ayuda hacia los sectores vulnerables de la sociedad en tal virtud el trabajo a efectuarse será ejecutado en conjunto con docentes miembros del grupo de investigación.

1.2 Planteamiento del problema

Los accidentes producidos a consecuencia de las condiciones laborales, tipo de ambiente laboral o la forma de realizar los trabajos ya sea ajeno o por cuenta propia a futuro la persona puede contraer una enfermedad profesional, es decir. pueden llevar a propiciar enfermedades que con el tiempo pueden llegar a ser verdaderos problemas, en el sector industrial existen diversos factores que producen enfermedades temporales o severas, ya sea por movimientos repetitivos, por un manejo inadecuado del procedimiento o porque les resulta incómodo usar artículos de seguridad, lo que conllevaría a afectar considerablemente a los miembros superiores, a consecuencia de esto podría provocar lesiones de consideración, que a su vez obligaría a los operarios a realizar rehabilitación asistida por un especialista generando pérdida de tiempo y problemas en su economía, con la ayuda de un equipo rehabilitador la recuperación podría darse en menor tiempo, dado que el operario podría utilizar el equipo rehabilitador desde la comodidad de su hogar sin la asistencia de un especialista, de ese modo podrá regresar a sus labores en menor cantidad de tiempo.

Por medio de este proyecto se pretende mejorar el proceso de recuperación usando un equipo neuro-rehabilitadores que realice ejercicios regenerativos según la patología del paciente, haciendo uso del desarrollo tecnológico a través de la construcción de un prototipo rehabilitador de miembros superiores el cual permitirá realizar movimientos repetitivos adecuados, pues si bien es cierto el mercado ofrece ya este servicio de neuro-rehabilitación, pero a un precio elevado, no accesible a los sectores vulnerables de la sociedad, por tal motivo el nuevo prototipo rehabilitador que se plantea desarrollar constará de motores paso a paso de alta precisión lo cuales garantizarán la calidad del trabajo ofreciendo el producto a un precio económico.

Una de las ventajas que se presenta al hacer uso de esta tecnología es la aplicabilidad de crear nuevos usos enfocados a mejorar la calidad de vida de la sociedad, porque con los programas indicados para cada uno de sus múltiples objetivos, es utilizado en tratamientos de hemiparesia, monoparesia, esclerosis múltiple y entre otros, por tal motivo se utilizará el método experimental para ejecutar pruebas directamente sobre el sistema desarrollado.

1.3 Justificación

El desarrollo del presente trabajo de investigación consiste en fabricar un equipo ergonómico y multifuncional de neuro-rehabilitador apto para realizar ejercicios regenerativos, que fomente la auto rehabilitación desde la comodidad de su hogar, contando siempre con un control permanente de un especialista. Existe un desarrollo y mejoramiento continuo en el área de la salud, el sistema automatizado se sustenta en aprovechar la utilización de las tecnologías en desarrollo, cuyo propósito es desarrollar un sistema económico, seguro, favorable y flexible con la finalidad de aportar a la innovación tecnológica, investigación y responsabilidad social, el mismo que será accionado por actuadores eléctricos para recuperación de la movilidad de los miembros superiores, para conocer el giro adecuado se debe colocar goniómetros en puntos estratégicos de las articulaciones de miembros superiores para conocer los ángulos correctos para tener un valor agregado a la recuperación y así un giro de rehabilitación adecuada, evaluando a la persona periódicamente mediante una interfaz, la misma que brindará información que servirá para analizar la recuperación del paciente, para su desarrollo posterior haciendo uso de un software, para la construcción del prototipo y posteriormente realizar un análisis estático para su aprobación, desarrollando de esta manera un equipo económico, seguro y flexible con el objetivo de aportar a la investigación, innovación tecnológica y ámbito social, aportando de forma significativa a los grupos vulnerables.

Generando un plan de emprendimiento que permita crear una línea de producción de equipos rehabilitadores que busca mejorar las técnicas de rehabilitación de miembros superiores, de ese modo encontrar solución a la problemática de salud, conforme la política del Plan Nacional de Desarrollo Toda Una Vida 2017-2021 para la mejorar las condiciones de vida de sus habitantes, orientada hacia un nuevo régimen de desarrollo que sea inclusivo, equitativo y solidario para poder contribuir y garantizar que las personas tengan una vida digna con iguales oportunidades en la generación de un emprendimiento basado en un proceso completo productivo pudiendo ser aplicado en distintas industrias como en la medicina, alimenticia, farmacéutica, entre otras.

1.4 Alcance

La presente propuesta tecnológica se define como un rehabilitador de tres grados de libertad para lo que es exclusivamente: muñeca, hombro y codo, y está diseñado para una recuperación pos operación para una determinada población, para ello se realizó un estudio antropométrico, verificando la información a través de una revisión bibliográfica de tablas, la medida de la extensión del brazo para personas adultas o niños, ecuatorianos, realizado conjuntamente con el aporte académico – científico del grupo de investigación AUTOPRO de la ESPOCH.

1.5 Objetivos

1.5.1 Objetivo General

Construir un sistema inteligente de rehabilitación motriz para extremidades superiores basadas en algoritmos de control y monitoreo

1.5.2 Objetivos Específicos

- Determinar los requerimientos para protocolos específicos en el proceso de rehabilitación de miembros superiores.
- Emplear una herramienta CAD para la generación de un modelo original para la asistencia al proceso de rehabilitación de miembros superiores.
- Seleccionar el hardware y software adecuados para la implementación de un sistema de control y un HMI para manipulación del equipo.
- Implementación del equipo de asistencia al proceso de rehabilitación de miembros superiores.
- Validar el equipo mediante pruebas de funcionamiento.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Estado del Arte

Acorde varios estudios bibliográficos relacionados con temas de neuro rehabilitación, y sistemas de rehabilitación de diversos autores se puede destacar los siguientes trabajos:

Del trabajo de titulación denominado: “*Sistema servo-mecánico para la rehabilitación de codo y muñeca*” planteado por (Ortiz Rodríguez y Padilla García 2019) el mismo que basa su trabajo de titulación en: el diseño e implementación de un sistema servo mecánico para la rehabilitación de codo y muñeca, de personas con una lesión por fractura tratada quirúrgicamente o por un dislocamiento en sus articulaciones del miembro superior. El prototipo interactúa con el usuario mediante una interfaz gráfica que le permite al fisioterapeuta configurar cuantas repeticiones de una actividad son necesarias y el tiempo de rehabilitación seleccionado por el profesional de la salud y lograr recuperar progresivamente la movilidad completa de la articulación afectada. Se ha tomado en cuenta como un punto clave para diseñar el prototipo la biomecánica y antropometría del brazo, para crear un modelo que sea ajustable a diferentes características corporales y a diferentes edades. Los movimientos que el sistema realiza son: flexión- extensión para el codo y la muñeca y abducción- aducción para la muñeca, en ambos brazos. La interfaz gráfica es amigable al usuario y para el profesional de la salud, este sistema podrá cumplir una tarea simple pero que ayudará de forma progresiva a los pacientes que padezcan estas afecciones.

Acorde el trabajo de titulación del autor, (Mejía Fernández 2019) denominado, “*Diseño y construcción de un prototipo de rehabilitación para codo y muñeca*” en el cual manifiesta que: el desarrollo un prototipo de rehabilitación física que permite realizar tres movimientos de la muñeca y un movimiento del codo, es decir, tiene cuatro grados de libertad. El prototipo permite configurar parámetros tales como número de repeticiones, ángulo de movimiento y velocidad, a través de un HMI presentada en una pantalla táctil conectada a un Raspberry Pi 3 Modelo B, este a su vez se conecta con un Piccolo LAUNCHXL F27028F de Texas Instruments que permite realizar el monitoreo de los sensores y el control de los motores que hacen posible el funcionamiento del sistema. En el presente documento se encontrará una revisión bibliográfica necesaria para entender el sistema implementado, detalles técnicos de su diseño e implementación, pruebas realizadas para la verificación de su correcto funcionamiento y finalmente, conclusiones y recomendaciones de la realización de este trabajo.

Acorde al trabajo investigativo desarrollado por: (Murie-Fernández et al. 2010), denominado “*Diseño de un sistema de rehabilitación para miembro superior en entorno de realidad virtual*”, el cual manifiesta que: el diseño y desarrollo de un sistema capaz de adquirir señales electromiográficas de superficie, digitalizarlas y procesarlas en una computadora personal, para ser usadas como control de un objeto de realidad virtual que representa al miembro superior. La clasificación de la intencionalidad del usuario se realiza mediante la configuración y entrenamiento de una red neuronal artificial. Luego se presenta en tiempo real la animación en realidad virtual de los movimientos realizados por el miembro superior. Los resultados para los cuatro voluntarios estudiados, indican una tasa de clasificación positiva en promedio del 75% para cada uno de ellos.

2.2 Sistemas de Rehabilitación

En la actualidad existen aparatos que cuentan con diferentes sistemas de restitución ya sea para miembros inferior o superior del cuerpo humano, facilitando al paciente a realizar los ejercicios regenerativos de forma eficaz e intensa sin la ayuda de un especialista,



Figura 1-2: Sistemas de Rehabilitación

Fuente: <https://n9.cl/cs7qz>

Los sistemas de reposición deben desempeñar requisitos no solo funcionales, en cuanto tributos mecánicos (potencia, velocidad, par), sino también en lo relativo a peso, dimensiones, confort y belleza. (Ceres, Mañanas y Azorín 2011)

2.2.1 Indagación sobre sistemas inteligentes de rehabilitación en el mercado

Tabla 1-2: Sistemas inteligentes de rehabilitación en el mercado

SISTEMA INTELIGENTES DE REHABILITACIÓN EN EL MERCADO	
Nombre del Equipo	Características
Sistema de rehabilitación brazo	Marca: Hocoma País: Ecuador

Armeo®Spring Pediatric	Tipo de rehabilitación: Brazo, muñeca Tipo de paciente: Pediátrico Tecnología: Robotizado
Descripción	
<p>El ArmeoSpring Pediátrico está específicamente diseñado y adaptado a las necesidades de los niños con problemas de movimiento en los brazos y manos como consecuencia de afecciones neurológicas. Es una herramienta valiosa para mejorar la terapia al facilitar ejercicios de movimiento intensivos y funcionales apoyados por tareas motivadoras y similares a las del juego como base para el mejor resultado posible de la terapia.</p> <p>Beneficios clave:</p> <ul style="list-style-type: none"> - ArmeoSpring Pediatric se basa en el producto Hocoma ArmeoSpring. - La longitud de la órtesis y la cantidad de soporte de peso en el brazo se pueden ajustar a niños de entre 4 y 12 años. - Como el resto de los productos del concepto Armeo Therapy, ArmeoSpring Pediatric incluye herramientas de evaluación y retroalimentación de rendimiento aumentado para animar y motivar a los pacientes. <p>ArmeoSpring Pediatric proporciona los siguientes beneficios clínicos:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Terapia de brazos y manos motivadora y entretenida para niños - Revela cualquier función motora remanente - Incluso los niños con discapacidades de moderadas a graves pueden beneficiarse de una terapia de movimiento altamente intensiva, repetitiva y autoiniciada - El espacio de trabajo se ajusta a las capacidades de los pacientes - La integración óptima del brazo, la mano y la muñeca hace que toda la cadena de movimiento se integre en la terapia. 	

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021



Figura 2-2: Sistemas de rehabilitación universal

Fuente: <https://www.medicalexpo.es/prod/hocoma/product-68750-438446.html>

2.3 Miembro Superior

El miembro superior es una de las extremidades con mayor movilidad del cuerpo humano, gracias a sus articulaciones el mismo puede sujetar y manipular objetos a través de la mano; adicionalmente, el conjunto de huesos que conforman cada una de las partes antes mencionadas varían en tamaño y forma. La parte del brazo está compuesto por un solo hueso largo y en

proporción más ancho que los demás conocido con el nombre de Húmero el cual se une a la clavícula formando la articulación del hombro; el antebrazo consta de dos huesos el Radio y el Cúbito, este par de huesos coinciden en la parte superior donde forman la articulación del codo y por su parte inferior con la mano formando la articulación de la muñeca. (Ortiz Rodríguez y Padilla García 2019, p. 1)



Figura 3-2: Partes del miembro superior
Fuente: <https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/>

2.3.1 Movimientos del miembro superior.

La imagen de la tendencia del miembro superior hombro, codo y muñeca se presenta sobre planos alrededor de los ejes longitudinales y se denomina como planimetría. La planimetría mide y da referencia a los movimientos articulares a partir de las posiciones anatómica y de reseña cero como posición inicial. (Macao Campoverde y Nacipucha Nacipucha 2016)

La posición anatómica del cuerpo humano, hace referencia a un individuo, el cual se encuentra mirando hacia adelante, las palmas de las manos unidas en sus muslos, el tronco extendido y las extremidades inferiores rectas. Con esta perspectiva lo que permite realizar la medición goniometría la clase que en el cual se mueven las articulaciones, esta medición se la realiza en los tres planos que dividen el cuerpo humano (sagital, transversal y frontal) (Ortiz Rodríguez y Padilla García 2019)

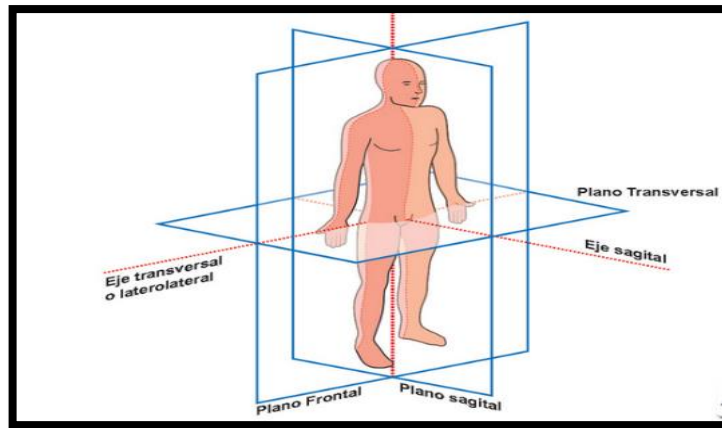


Figura 4-2: Posición cero y planos del cuerpo humano
Fuente: <https://n9.cl/5jst9>

En la figura 4-2 se puede observar el plano sagital el cual fracciona al cuerpo en una parte derecha y en otra izquierda, el plano frontal fracciona al cuerpo en una parte anterior y otra posterior y el plano transversal fracciona al cuerpo en una parte superior y otra inferior. (Macao Campoverde y Nacipucha Nacipucha 2016)

2.3.2 Biomecánica del miembro superior

La biomecánica es la ciencia que se faculta del estudio de la estructura mecánica del cuerpo humano, empleando las leyes del movimiento. El miembro superior o extremidad superior, es estimado como un mecanismo de cadena abierta, que consta de cuatro partes como: el hombro, el brazo, el antebrazo y mano. El miembro superior es una de las extremidades con mayor vaivén del cuerpo humano. El cual puede retener y manipular objetos a través de la mano; adicionalmente, el conjunto de huesos que conforman las partes varía en tamaño y forma. (Ortiz Rodríguez y Padilla García 2019)



Figura 5-2: Partes del miembro superior
Fuente: <https://n9.cl/2sczs>

La coyuntura del hombro se produce con la alianza del hueso de la clavícula, ubicado en el torso, con el hueso del húmero, ubicado en el brazo. La apariencia de varios ligamentos permite la alianza de ambos huesos, teniendo una articulación de tipo móvil que nos permite ejecutar varios movimientos del brazo como levantarlo y bajarlo o rotar hacia delante o hacia atrás.

La coyuntura del codo está relacionada con el brazo y el antebrazo. El brazo está combinado por el húmero y el antebrazo está compuesto por el radio y el cúbito, este grupo de huesos se unen en un punto común dando como origen a una articulación móvil como es el codo, la misma que sirve para realizar movimientos de flexión y extensión.

La coyuntura de la muñeca es la articulación que une por la parte superior los huesos radio y cúbito y por la parte inferior los carpos de la mano, Aquí es donde se originan las acciones principales de la muñeca; al ser una coyuntura elipsoide, permite flexión, extensión, abducción y aducción. La composición de estas cuatro acciones se llama circunducción. (Staugaard-Jones, Jo Ann 2014)

2.3.3 Hombro

Tiene tres niveles de libertad, lo que permite orientar el miembro superior en relación a los tres planos del área a través de los tres ejes principales. (Márquez y Einar 2017). En el trabajo de titulación planteado se consideró el movimiento flexión-extensión del hombro, considerado como carácter neutral para el croquis de la máquina rehabilitadora. El movimiento de flexión tiene una condición de 0° a 180° y el movimiento de extensión tiene una condición de 0° a 40° .

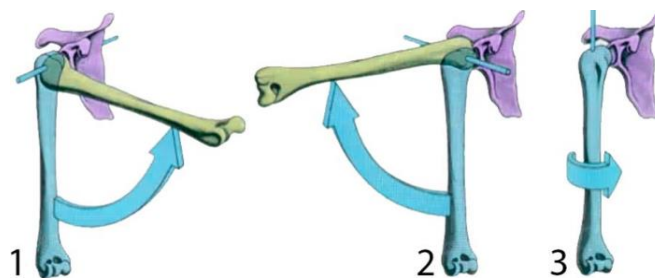


Figura 6-2: Articulación del miembro superior hombro
Fuente: <https://n9.cl/vtime>

2.3.4 Codo

El codo es la coyuntura intermedia del miembro superior, que se une automáticamente el primer segmento (el brazo) al segundo (antebrazo). Anatómicamente es una sola coyuntura con una cavidad articular que lleva a cabo dos cargos como la flexión-extensión y la pronación-supinación. (Destarac Eguizabal 2018). El movimiento flexión- extensión tiene un rango de movilidad entre 0° a 145° como máximo, como se muestra en la figura

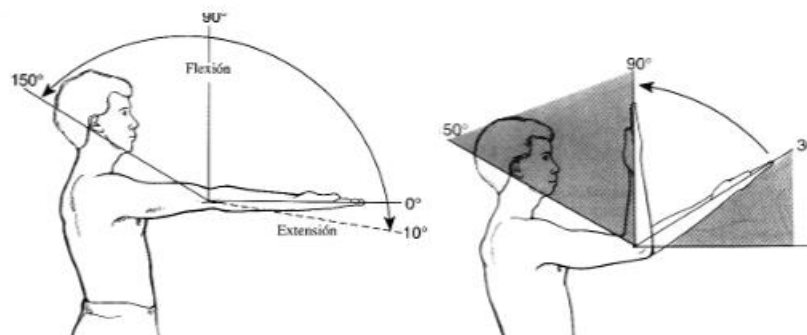


Figura 7-2: Movimiento flexión- extensión del codo
Fuente: <https://n9.cl/4d7pd>

El movimiento de pronación se da cuando la palma de la mano se dirige hacia arriba con un rango de 0° a 90°, y el de supinación se da cuando la palma de la mano se dirige hacia abajo con un rango de 0° a 85°.

Anatomía—supinación y pronación



Figura 8-2: Movimiento pronación-supinación del codo
Fuente: <https://n9.cl/c8qay>

2.3.5 Muñeca

La muñeca es una coyuntura con mayor riesgo a contusiones deportivas y laborales. Ya que por exceso de fuerza o alguna caída esta llega a herir o fracturarse. Las lesiones y facturas típicas en la muñeca son: tenosinovitis, tendinitis, síndromes de túnel carpiano y la luxa fractura de Galeazzi. (Puente Tiscama 2017)

En la muñeca se muestran dos grados de libertad flexión- extensión y abducción-aducción.

En el primer tema los rangos de movimientos varían de 70° a 80° (extensión), y desde 60° a 79° (flexión) como se visualiza en la figura 9-2.

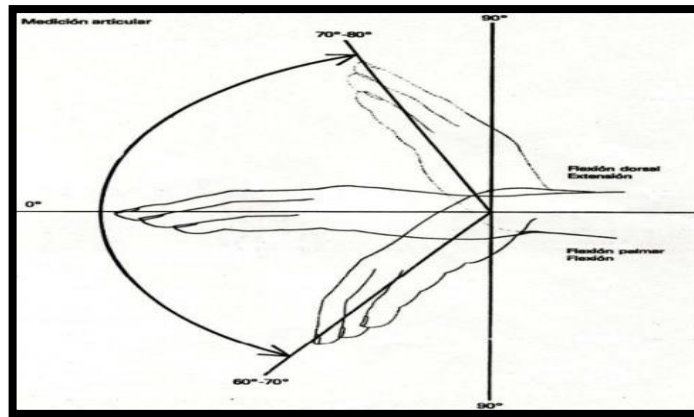


Figura 9-2: Movimiento flexión-Extensión de la muñeca
 Fuente: (Ortiz Rodríguez y Padilla García 2019)

2.3.5.1 Desviación radial y cubital

En el primer caso el movimiento de la mano se acerca al dorso del antebrazo, este a la vez tiene una movilidad máxima entre 70° a 75° (abducción), de la misma manera con variaciones por los diferentes casos como por edad o sexo. Por otra parte, se realiza el movimiento hacia el borde cubital de la mano, se acerca al borde cubital del antebrazo oscilando hasta un rango de 30° a 35° (aducción) se observa en la Figura 10-2. (Ortiz Rodríguez y Padilla García 2019)

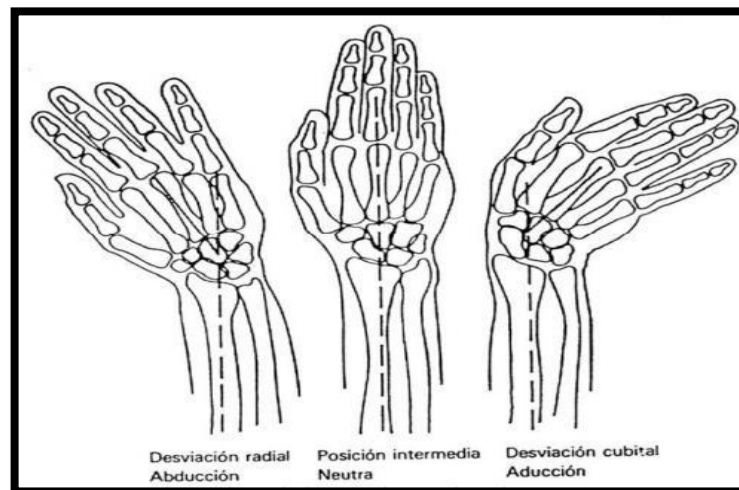


Figura 10-2: Movimiento abducción - aducción de la muñeca
 Fuente: (Ortiz Rodríguez y Padilla García 2019)

2.3.6 Lesiones en los miembros superiores.

Es un ligado de lesiones de tipo irritante o degenerativo que afectan sobre los músculos, tendones, articulación, ligamentos y nervios, estas no siempre pueden identificarse clínicamente, ya que el síntoma primordial es el dolor y éste es una impresión subjetiva. (Cedeño Zamora y Paredes Chicaiza 2017, p. 11)

El diagnóstico y el tratamiento de las principales lesiones por accidentes en los miembros superiores son mediante un control clínico, radiografías las cuales se recomiendan deben efectuarse en las cuarenta y ocho horas de haber tenido el accidente. En la tabla 2-2, se mencionan las más comunes en accidentes laborales y los tratamientos recomendados a seguir. Los tiempos de inmovilización establecidos son estimativos y pueden variar de acuerdo con la evolución clínico-radiológica del paciente. Las sesiones de fisioterapia se deben efectuar diariamente, hasta tener un resultado positivo. Los movimientos son adecuados y efectivos para cada grado de libertad del miembro superior en las distintas fracturas y lesiones.

Tabla 2-2: Técnicas e instrumentos utilizados para el diagnóstico de lesiones.

FRACTURAS Y LESIONES DE LAS EXTREMIIDADES SUPERIORES	
<i>HOMBRO</i>	
<i>TIPO DE FRACTURA</i>	<i>TRATAMIENTO</i>
Luxación Hombro	<ul style="list-style-type: none"> - Reducción e inmovilización con el brazo en cabestrillo 3 semanas. - Cita en traumatología.
Fracturas De Húmero Proximal	<ul style="list-style-type: none"> - Se realiza un cabestrillo y ejercicios tempranos de amplitud de movimiento. - Reducción abierta con fijación interna (RAFI) o reemplazo articular protésico.
Fracturas De Clavícula	<ul style="list-style-type: none"> - Inmovilización 14 a 21 días - Si hay lesión del plexo braquial rehabilitar de acuerdo a lo necesario. - Durante la inmovilización hacer movimientos pequeños activo-pasivos de: <ul style="list-style-type: none"> - Rotación brazo - Retracción - Protrucción - Isométricos suaves del deltoides - Isométricos flexo-extensión hombro
Fracturas De Escapula	<ul style="list-style-type: none"> - No plantean problemas con el tratamiento, - Frecuentemente no se inmoviliza. - Pero si hay desplazamiento se realiza Tto. Quirúrgico.
Fracturas Del Cuello Anatómico	<ul style="list-style-type: none"> - Debe cuidarse atentamente la actividad muscular del hombro con ejercicios activos.

	<ul style="list-style-type: none"> - Debe cuidarse de mantener activos los movimientos de flexión anterior y posterior del hombro. - Ninguno de los movimientos con que se inicia la recuperación deben provocar dolor.
CODO	
<i>TIPO DE FRACTURA</i>	<i>TRATAMIENTO</i>
Fracturas De Codo	<ul style="list-style-type: none"> - Movilización activa asistida, en pequeñas amplitudes: - Flexión-Extensión. - Ejercicios de tonificación. - Si hay déficit de la movilidad: Contraer-relajar.
Fracturas De Húmero Distal.	<ul style="list-style-type: none"> - Usar eventualmente el cabestrillo para evitar fatiga. - Aumentar progresivamente la amplitud y la fuerza de los ejercicios. - Ejercicios pasivos cuando el dolor este controlado, siempre con cuidado. - Respetar el dolor. - Ejercicios Isométricos precoces. - Ejercicios Resistidos en diagonales funcionales. - Posterior a la consolidación total se puede hacer la técnica de movilización articular. - Reducción cerrada - Inmovilización tres semanas - Cita en traumatología 3 semanas.
Fracturas De Cabeza Radio.	<ul style="list-style-type: none"> - Invertir los movimientos que lo han causado: - Supinación + flexión + presión sobre la cabeza del radio.
Fracturas De Antebrazo	<ul style="list-style-type: none"> - Movilizaciones activas asistidas sin resistencia inicialmente, después con resistencia: - Flexión de Muñeca y Codo - Tratamiento antiedema sin tocar foco de fractura - Pronosupinación (después de 8a semana).
MUÑECA	
<i>TIPO DE FRACTURA</i>	<i>TRATAMIENTO</i>
Fractura De Colles	<ul style="list-style-type: none"> - Inmovilización con férula o cabestrillo

	<ul style="list-style-type: none"> - Es especialmente importante evitar la distrofia simpática refleja haciendo una rehabilitación: - Activa - No dolorosa. - Movilización activa y activa-pasiva de: - Dedos - Muñeca - Codo - Hombro
Fracturas De Cúbito Y Radio Distal	<ul style="list-style-type: none"> - Reducción cerrada e inmovilización con yeso. - Reducción abierta y osteosíntesis.
Fracturas Y Luxaciones Del Carpo	<ul style="list-style-type: none"> - Reducción + Inmovilización.
Fracturas De Escafoides	<ul style="list-style-type: none"> - El enfermo debe ser advertido que la evolución de la fractura obligará a una inmovilización y que está dentro de lo posible la generación de una pseudoartrosis o de una necrosis ósea. - La rehabilitación comienza con el tratamiento de los dedos. - En segunda Instancia se trabaja la muñeca. - Se protege la muñeca de los ejercicios violentos, control clínico cada 10 días, control radiográfico a los 15 ó 20 días.

Fuente: Universidad la Rioja, 2021

2.4 Protocolo de Rehabilitación

Los protocolos de rehabilitación son instrumentos que facilitan la toma de decisiones en el tratamiento a utilizar por el fisioterapeuta, además es un apoyo contra la indecisión y ayuda a disminuir la variabilidad de la práctica clínica y técnica. (consejería de sanidad, 2018, p.23)

Los profesionales fisioterapeutas usan mucho estos protocolos debido a que se piensan que es una base fundamental en las actividades de rutina, de acuerdo con el avance del paciente y sus necesidades. El fisioterapeuta está en las condiciones de generar también un plan de tratamiento personalizado orientado en las dificultades del paciente, con los métodos que él cree conveniente para el diagnóstico fisioterapéutico generado, en para cumplimiento de sus objetivos planteados. (consejería de sanidad, 2018, p.26)

2.4.1 Protocolo de rehabilitación miembro superior

Los diferentes tipos de protocolos de rehabilitación enfocados a las extremidades superiores son documentos utilizados en la fisioterapia para indicar las técnicas o procedimientos de tratamiento a utilizados en accidentes laborales y enfermedades. En la tabla 3-2 tenemos algunos protocolos para miembros superiores.

Tabla 3-2: Técnicas e instrumentos utilizados en el protocolo de rehabilitación.

PROTOCOLOS DE REHABILITACION DEL MIEBRO SUPERIORES	
PROTOCOLO	PLAN DE ACTUACIÓN
PROTOCOLO DE PATOLOGÍA DE MUÑECA Y MANO	<ul style="list-style-type: none">- Mejorar la calidad de vida del paciente, disminuyendo los síntomas de la patología de las manos.- Educar al paciente en técnicas de protección articular para las manos.- Enseñar un plan de ejercicios para la mejoría y el mantenimiento de la movilidad, fuerza y funcionalidad.- Aliviar el dolor.- Evitar recidivas.
PROTOCOLO DE ACTUACIÓN FISIOTERÁPICA EN EL CODO	<ul style="list-style-type: none">- Restaurar funcionalidad del codo buscando la prevención de recidivas.- Aliviar el dolor- Restaurar movilidad- Recuperar fuerza muscular- Enseñar al paciente ejercicios y técnicas de protección para evitar recaídas proporcionándole pautas de autocuidado.
PROTOCOLO DE DERIVACIÓN A LAS UNIDADES DE FISIOTERAPIA	<ul style="list-style-type: none">- El Fisioterapeuta aplicará las técnicas Fisioterápicas durante el tiempo establecido según protocolo.
PROTOCOLO DE ACTUACIÓN	<ul style="list-style-type: none">- La frecuencia de tratamiento será diaria o en días alternos, según características de la patología y evolución del paciente.

FISIOTERÁPICA EN LA CERVICALGIA	<ul style="list-style-type: none"> - Si es preciso aplicar técnicas descompresivas, analgésicas, descontracturantes o terapias manuales, se harán en las primeras sesiones de tratamiento, pasando en una segunda fase al aprendizaje de pautas y ejercicios.
PROTOCOLO DE ACTUACIÓN FISIOTERÁPICA EN EL HOMBRO	<p>Las técnicas fisioterápicas se establecerán en función de la patología, consistiendo en:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Electro termoterapia (infrarrojos, TENS, microondas, etc.). - Cinesiterapia

Fuente: (Junta de Castilla y León 2013)

2.5 Diseño y modelado asistido por software CAD

En la actualidad existen diversos softwares que cuentan con herramientas adecuadas para realizar representaciones graficas de un producto ya sea en plano 2D o 3D con la finalidad de producirlo, validarlo y analizar su comportamiento en condiciones reales antes de su fabricación. Para el sistema de rehabilitación utilizaremos el software SolidWorks ya que cuenta con herramientas adecuadas para realizar los planos, modelado 3D y análisis estático del prototipo

2.5.1 SolidWorks

Es un Software creado por SolidWorks Corp, con la finalidad de dibujar cualquier elemento en 2D ó 3D. El programa permite formar piezas y conjuntos y extraer de ellos tanto planos técnicos como otro tipo de información necesaria para la elaboración. El proceso consiste en abocar la idea mental del diseñador al sistema CAD, "construyendo virtualmente" la pieza o conjunto. (Toapanta Cunalata 2015, p. 23)



Figura 11-1: Software de diseño SolidWorks

Fuente: <http://www.grupohips.com/course/solidworks/>

2.6 Módulos de desarrollo

Las tarjetas de desarrollos o también llamados módulos son una herramienta para los diferentes diseños de los sistemas digitales a analógicos, poseen microcontroladores que ayudan a efectuar una serie de introducciones correctamente y también utilizados para los requerimientos necesarios de los distintos programas a utilizar. En la actualidad se desarrollan numerosas tarjetas inteligentes entre las más empleadas tenemos:

- Raspberry
- Controlador Lógico Programable PLC
- NodeMCU V3 ESP8266

2.6.1 Raspberry

Es un mini computador de gran aforo, con facilidad para conectar mouse, pantalla, teclado entre otros dispositivos. Dispone de puertos Micro HDMI, además de referir con un chip específico que trabaja con los puertos USB 2.0 y 3.0, soportando sistemas operativos como GNU/Linux entre otros. (Raspberry, 2018).

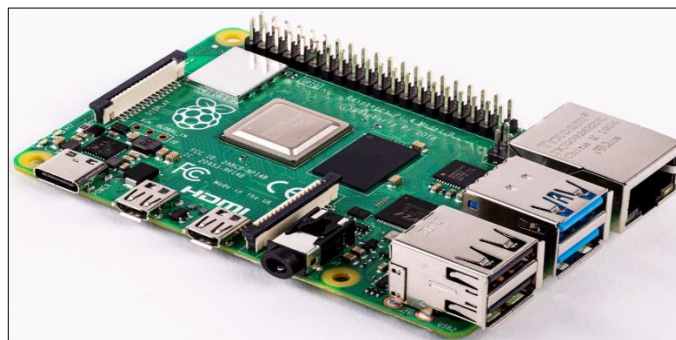


Figura 12-2: Tarjeta programable Raspberry Pi4

Fuente: <https://n9.cl/mczpn>

2.6.2 Controlador lógico programable - PLC

El controlador lógico programable o mejor conocido como PLC es una retentiva de control, especialista en el manejo de entradas y salidas. Su categorización es básica y se basa en diagramas de contactores, de modo similar a los perímetros electromecánicos o bien en el álgebra booleana. (Carvajal Mayorga y Ricaurte Manrique 2014, p. 7)



Figura 13-2: PLC fp4030mt-10808r

Fuente: <https://n9.cl/vjr0n>

2.6.3 ESP8266

Es un chip crecidamente integrado y diseñado para las necesidades de un nuevo mundo conectado, ofrece una solución completa y autónoma de redes Wi-Fi. Tiene potentes capacidades a bordo de procesamiento y almacenamiento que le permiten componer con sensores y dispositivos específicos de aplicación. Su alto grado de composición en el chip permite tener una circuitería externa mínima, y la totalidad de la solución, incluyendo el módulo está diseñado para ocupar el área mínima en una placa de circuito. (Miranda Viejó 2019, p. 24-25), la figura 15-2 representa un chip ESP8266

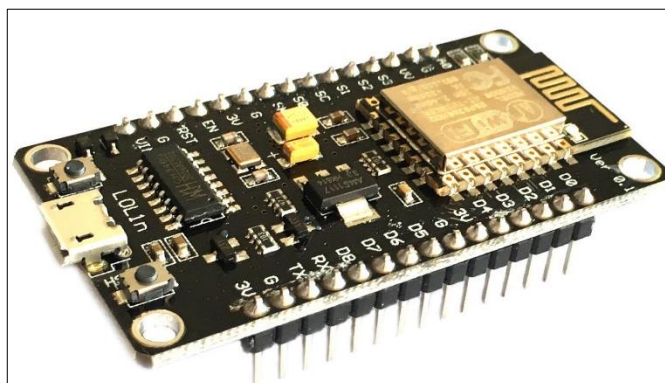


Figura 14-2: Chip integrado esp8266

Fuente: <https://n9.cl/p8pq1>

2.6.4 Arduino

Es una plataforma electrónica de carácter abierto basado en software y hardware muy fáciles de usar. Está pensado para diseñadores, como hobby y para cualquiera interesado en establecer entornos participativos. Los planes que se realiza pueden ser autónomos o se pueden comunicar con software en un ordenador. Arduino puede sentir el ambiente mediante la admisión de entradas desde una diversidad de sensores y puede conmovier a su cerca mediante el control de luces, motores y otros enseres. (Hidalgo Guacho 2015, p. 20)

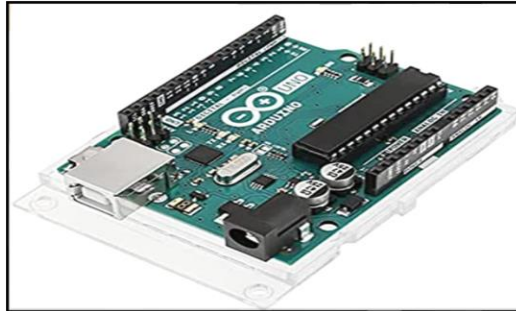


Figura 15-2: Tarjeta de desarrollo arduino
Fuente: <https://n9.cl/mczpn>

Arduino tiene una ventaja adicional, la cual permite ejecutar comunicación serial con tarjetas adicionales como el módulo Raspberry, usado generalmente para enlazar los actuadores con los módulos de desarrollo.

2.6.5 Arduino Mega

Es una tarjeta inteligente de gran tamaño y potente, electrónicamente este microcontrolador posee una memoria flash para almacenar el código, el cual será utilizado por el gestor de arranque, todo esto está basado en un ATmega 2560 que tiene 256kb de memoria. Tiene 54 pines digitales de entrada los cuales son: 15 como salidas PWM, 16 de entradas analógicas, 4 puertas seriales, un oscilador, una conexión USB, una cabecera, un conectar de alimentación y un botón de reinicio. Para el inicio de su funcionamiento solo se debe conectar a una computadora mediante un puerto USB. (Tapia Ayala y Manzano Yupa 2013, p. 45)



Figura 16-2: Hardware programable arduino mega
Fuente: <http://manueldelgadocrespo.blogspot.com/>

2.7 Actuadores

El actuador es un elemento electrónico que posee propiedades que ayudan a la transformación de energía a un proceso automatizado estas pueden ser hidráulicas, neumáticas y eléctricas.

2.7.1 Actuadores Eléctricos

Los actuadores eléctricos se dividen en gran variedad, a continuación, se detallan los más comunes y que son de fácil adquisición en el mercado, los cuales se pueden adaptar a los movimientos requeridos.

2.7.1.1 Motor de corriente Directa DC

Los motores de corriente continua son generadores que transforman la energía mecánica en eléctrica con corriente continua y así viceversa. Los motores poseen corriente continua solo para un circuito que se encuentra al exterior debido a la existencia de un colector, la cual convierte los voltajes internos de corriente alterna en voltajes de corriente continua para los terminales. (Altamirano Hernández 2015, p. 4)



Figura 17-2: Motor de corriente directa
Fuente: <https://bit.ly/3m8BxJW>

2.7.1.2 Servo Motor MG 995

Es un actuador de rotación que nos ayuda a examinar la posición angular, aceleración y la velocidad. Este tipo de motor es muy común ya que posee un sensor para una retroalimentación en la posición. (Luis del Valle Hernández 2018, p. 6)



Figura 18-2: Servo motor tower pro mg995

Fuente: <https://bit.ly/3GS79eB>

2.7.1.3 Motor Pasó a Paso Nema 23

Son actuadores electromagnéticos, los cuales convierten mecánicamente las entradas digitales mediante pulsos a movimientos rotatorios. Su uso para estos motores es principalmente para la robótica por su alta precisión. La figura 20-2 representa un motor paso a paso nema 23. (Mejía Fernández 2019, p. 15)

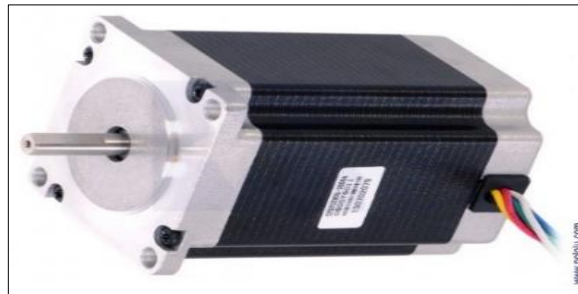


Figura 19-2: Motor paso a paso nema 23

Fuente: <https://bit.ly/3dXTG8E>

2.8 Software de desarrollo

Con la finalidad de obtener una interacción amigable entre el usuario y el rehabilitador, se le adiciono recursos gráficos sobre las denominadas HMI (Interfaz hombre maquina)

En la actualidad existen software de código abierto que sirven para la creación de las HMI, ya que disponen de recursos necesarios para el procesamiento y adquisición de datos, además de gestionar las señales de control y monitoreo, entre los softwares que cuentan con una interfaz amigable tenemos: por su la facilidad de acceso se consideró a Labview, Python.

2.8.1 LabView

Es un software de programación fundamentada en un lenguaje gráfico, y así poder obtener datos, control e instrumentación, mediante las aplicaciones diseñadas. LabVIEW facilita diseñar varias

interfaces de usuario mediante instrumentos virtuales. La programación se realiza basados en la interconexión de bloques de control, gráficos, medición e indicadores que permiten la interacción del usuario con el dispositivo inteligente. (Altamirano Hernández 2015, p. 32)

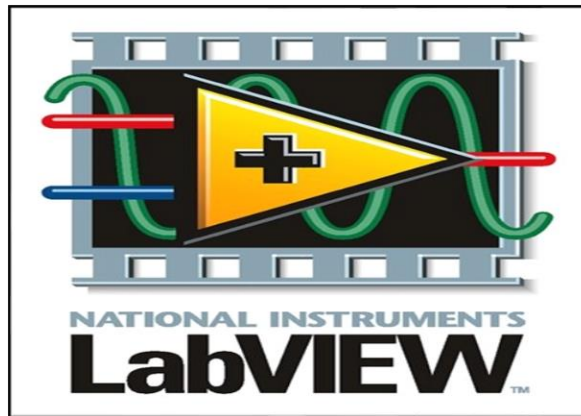


Figura 20-2: Software de programación LabView
Fuente: <https://bit.ly/3e1FM5u>

2.8.2 Python

Python es un lenguaje de programación eficaz y elegante que sea fácil de leer y comprender. Demuestra la mayoría de estas características comunes a muchos otros idiomas y es ventajoso para aplicaciones del mundo real, ¡para empezar! También es software gratuito, tiene una estándar implementación, y una comunidad grande y partidario de piratas informáticos a su alrededor. Una vez que aprenda Python, cada otro idioma que desee aprender debería resultarle suficiente familiar. (Yuill y Halpin 2006, p. 1)



Figura 21-2: Plataforma programable python
Fuente: <https://bit.ly/3p69Inr>

2.8.2.1 Software Qt

Qt es una librería de Python producido por la división de software Qt de Nokia, el cual implementa bibliotecas para crear interfaces graficas de usuario, como también para desarrollar programas sin interfaz gráfica. Qt usa el lenguaje de programación C++ de forma nativa, adicionalmente puede ser utilizada en varios lenguajes de programación. (Macas Carrasco y Jácome Quintanilla 2012, p. 39)

2.8.2.2 *Software Tkinter*

Es una biblioteca de interfaz gráfica de usuario (GUI) para la programación en Python, es de código abierto y está disponible bajo la licencia de Python. Posee una gran cantidad de widgets con la posibilidad de usar diferentes estilos y temas que permiten personalizar la interfaz. (Pérez Naranjo y Villarruel Garcés 2018, p. 33)

2.9 *Sensores*

Se los conoce como dispositivos eléctricos que actúan como elemento transductor, los cuales reciben un tipo de energía para luego convertirlos en impulsos eléctricos que son receptadas por las máquinas de control. Esta información la utilizan los operadores lógicos o bien puede ser analizada por un ser humano. (Ulloa López y Rodríguez González 2013, p. 22)

Existe una amplia gama de sensores de posición: angular, lineal, relativos o absolutos sin embargo solo se tomar en cuenta aquellos que cuenten con los aspectos y recursos necesarios para acoplarse al sistema de rehabilitación inteligente debido a que sus movimientos deben ser de gran precisión, por tal razón debemos contar con un dispositivo capaz de medir dentro del entorno el ángulo desplazado. (Ulloa López y Rodríguez González 2013, p. 22)

2.10 *Marco Legal*

Artículo 425: Según la constitución de la República del país, la jerarquía en referencia a la aplicación de la normativa legal el orden que se sigue es el siguiente:

- 1.- La constitución de la República del Ecuador
- 2.- Los tratados y convenios nacionales
- 3.- Las leyes orgánicas
- 4.- las leyes ordinarias
- 5.- las normas regionales y las ordenanzas distritales
- 6.- Los acuerdos y resoluciones
- 7.- Los reglamentos internos.

Tomando como referencia la pirámide de Kelsen, misma que menciona la jerarquía de las leyes (Constitución Política de la República del Ecuador 2008)

Resolución No. C. D. 390 IESS. Reglamento del Seguro General de Riesgos de trabajo del IESS

Art 16.- Garantía de estabilidad del trabajador siniestrado: En el caso del trabajador que hubiere sufrido accidente de trabajo y/o enfermedad profesional u ocupacional la empresa empleadora en donde sufrió el siniestro deberá reintegrarlo a su puesto de trabajo original o reubicarlo en otro puesto acorde a su nueva capacidad laboral, si fuere necesario.

Art 19.- Efectos de los siniestros: Los accidentes de trabajo o enfermedades profesionales u ocupacionales pueden producir los siguientes efectos en los asegurados:

- Incapacidad temporal
- Incapacidad permanente parcial
- Incapacidad permanente total
- Incapacidad permanente absoluta
- Muerte. (IESS 2016)

CAPÍTULO III

3. Metodología

La metodología que se describe en este apartado del trabajo de titulación propuesto muestra el desarrollo del trabajo ejecutado evaluando y valorando cada fase que compone el mismo, el cual se muestra a continuación.

3.1 Tipo de Investigación

La investigación desarrollada en el trabajo de titulación corresponde a una investigación de campo acorde (Arias, 2012, p. 31), porque la investigación de campo es aquella que consiste en la recolección de datos directamente de los sujetos investigados, o de la realidad donde ocurren los hechos (datos primarios), sin manipular o controlar variable alguna, es decir, el investigador obtiene la información pero no altera las condiciones existentes, además corresponde a una investigación experimental porque, la investigación experimental es un proceso que consiste en someter a un objeto o grupo de individuos, a determinadas condiciones, estímulos o tratamiento (variable independiente), para observar los efectos o reacciones que se producen (variable dependiente). (Arias 2012, p. 34).

3.2 Método de Investigación

Acorde el autor Abreu, 2014, el método de Investigación desarrollado ha sido deductivo porque permite determinar las características de una realidad particular que se estudia por derivación o resultado de los atributos o enunciados contenidos en proposiciones o leyes científicas de carácter general formuladas con anterioridad. Mediante la deducción se derivan las consecuencias particulares o individuales de las inferencias o conclusiones generales aceptadas. (Abreu 2014, p. 200) y acorde a las características antropométricas de la población consideradas, corresponde a este método de investigación.

3.3 Técnicas e instrumentos

Todas las técnicas e instrumentos han sido establecidos en base a la recolección de la información a través de fuentes primarias y secundarias permitiendo la recopilación de información para el desarrollo del rehabilitador propuesto.

3.4 Universo

El Universo estuvo conformado por todas las personas ecuatorianas mayores de edad que no presentan patologías previas en referencia a las extremidades superiores de la constitución anatómica, considerándose así personas saludables (hombres y mujeres), sin patologías previas, acorde tres tipos principales de contextura presentados por la población, los cuales son:

Tabla 1-3: Medidas antropométricas de la circunferencia del brazo.

Contextura Física	Hombres	Mujeres
Pequeña	>10,4 mm	> 11mm
Mediana	9,6 a 10, 4mm	10, 1 a 11mm
Grande	< 9,6mm	< 10,1 mm

Fuente: Ortiz y Padilla, 2015

Las medidas hacen referencia a las medidas antropométricas de la circunferencia del brazo que se deben considerar para el diseño antropométrico del dispositivo.

3.5 Unidad de muestreo

Acorde el autor López, 2004, manifiesta que la muestra es un subconjunto o parte del universo o población en que se llevará a cabo la investigación, la cual es una parte representativa de la población. (López 2004, p. 69) por tal motivo la unidad de muestreo para el presente trabajo de titulación se consideró a las personas del cantón Ambato para la muestra, aplicando la siguiente fórmula:

n = Tamaño de muestra

N = Población total = 42233 población de personas, mayores de edad con edades comprendidas entre los 25 y 29 años que viven en el cantón Ambato, acorde estadísticas del último censo realizado en el año 2010 del Instituto nacional de estadísticas y censos del Ecuador.

M^e = Margen de error = 5% (0.05)

Fórmula para determinar el tamaño de muestra:

$$n = \frac{N}{(M^e)^2(N - 1) + 1}$$
$$n = \frac{42233}{(0.05)^2(42233 - 1) + 1}$$
$$n = 396.25$$
$$n = \mathbf{396}$$

Correspondiendo al número de pruebas que fueron realizadas para la validación del prototipo, en individuos jóvenes de entre 25-29 años, que viven en la ciudad de Ambato, pues el prototipo está diseñado en base a las características antropométricas para este rango de edad de los ciudadanos ecuatorianos.

3.6 Fuentes de investigación

Las fuentes de investigación utilizadas fueron fuentes primarias y fuentes secundarias, por medio de la experimentación que se realizó en el diseño y rediseño del prototipo propuesto, así como de la utilización de referencias bibliográficas relacionadas al tema de estudio, las mismas que permitieron comprobar la información que se describe en la teoría.

3.7 Técnicas de la investigación

Las técnicas e instrumentos utilizados en el desarrollo del prototipo de rehabilitación para las extremidades superiores están basados bajo diversos parámetros,

Tabla 2-3: Características de los sistemas de rehabilitación.

Variable/Concepto	Dimensiones	Indicadores	Técnicas	Instrumento
<p>Sistema de Rehabilitación:</p> <p>Una máquina rehabilitadora es una extensión artificial que reemplaza al terapeuta en el tratamiento de recuperación ante lesión.</p>	Movimientos de la máquina rehabilitadora	Diseño CAD del rehabilitador	Bosquejo inicial-prototipo Fase I- Fase II	SolidWorks
	Sistema de control.	Automatización del prototipo	Componentes electrónicos	Arduino
	Sistema de monitoreo	Automatización	Componentes electrónicos	Software Python

Realizado por: Arteaga David, Garcés Denis, 2021

3.9 Requerimientos

Los requerimientos corresponden a las exigencias del sistema de rehabilitación propuesto describe los productos que ofrece el equipo las ventajas y desventajas, así como las restricciones que forman parte del funcionamiento.

En primera etapa se ha definido los de tipo médico (fisioterapia) necesarios en referencia a los protocolos específicos en el proceso de rehabilitación de los miembros superiores, los cuales estuvieron basados en una revisión bibliográfica correspondiente al tipo de fracturas, como son : fractura expuesta, fractura cerrada, fractura desplazada, fractura en rodete y fractura en tallo verde, más comunes que se pueden presentar en las extremidades superiores, del mismo modo

fue considerado el valor de oscilación máxima para los ángulos de movilidad correspondientes a los 3 principales tipos de movimientos que pueden ser: flexión -extensión del codo, el movimiento de flexión – extensión de la muñeca, el movimiento de abducción – aducción de la muñeca, razón por la cual se detalla un protocolo de tratamiento de fisioterapia para el manejo de diferentes tipos de fracturas, descrito en el anexo A.

Seguidamente se definió los requerimientos mecánicos, en base a una estructura mecánica capaz de acoplar actuadores para la generación de movimientos que permitan la estimulación en un miembro superior de una persona, dotando al equipo una estructura o sillón ergonómico para la estancia del paciente durante el proceso de rehabilitación.

Los requerimientos de hardware tuvieron como finalidad la determinación del tipo de actuadores para la inserción de movimientos autónomos a la estructura mecánica para el sistema de rehabilitación, mediante un controlador y/o procesador para la administración de recursos del rehabilitador, finalmente se detalló los requerimientos del software para la determinación de la herramienta CAD adecuada para diseño y modelado del sistema de rehabilitación para una mejor interacción del usuario y paciente con el equipo seleccionar una plataforma software adecuada que permita el uso de recursos gráficos y generar una interfaz de alto nivel.

A continuación, se describe los requerimientos de fisioterapia desarrollados:

3.9.1 Requerimientos de Fisioterapia

Los requerimientos de fisioterapia para la rehabilitación de las extremidades superiores de las personas adultas mayores de edad ecuatorianas, estuvo basado en una revisión bibliográfica de varios protocolos de rehabilitación, acorde los diferentes tipos de lesiones de entre las más comunes se tienen:

- Fractura expuesta
- Fractura cerrada
- Fractura desplazada
- Fractura en rodete y fractura en tallo verde.

En base a estos tipos de fracturas se recomienda realizar ejercicios de rehabilitación acorde a cada tipo de patología que se presenta, la misma que debe valorada mediante el punto de vista del profesional de la salud, acorde al criterio del fisioterapeuta se deberá realizar los movimientos de rehabilitación, así como el número de repeticiones adecuadas a cada caso médico prescrito. Acorde el punto de vista médico se desarrolló un protocolo de tratamiento de fisioterapia para el manejo de diferentes tipos de fracturas las cuales involucran a la movilidad de las extremidades superiores, en base a una revisión bibliográfica de fisioterapia especializada en el tema de fracturas de la extremidad superior. **ANEXO A**

3.9.2 Generación de un protocolo de tratamiento

En el protocolo de tratamiento de fisioterapia para el manejo de diferentes tipos de fracturas se describe las patologías como son osteoporosis, tumor o cáncer óseo, traumáticas o por fatiga, así como por la exposición si es cerrada o abierta y finalmente por la ubicación, se recomienda un tratamiento terapéutico en las extremidades superiores utilizando el dispositivo de rehabilitación propuesto.

A continuación, se muestra un esquema de los requisitos que fueron planteados en el protocolo de rehabilitación de fisioterapia para el manejo de fracturas:


	PROTICOLO DE TRATAMIENTO DE FISOTERAPIA PARA MANEJO DE FRACTURAS	FECHA DE VIGENCIA 26-10-2021								
ESPOCH	REQUERIMIENTOS -PROTICOLOS									
1. ANTECEDENTES Definir la metodología para la elaboración de procedimientos.										
2. ALCANCE Aplica para la rehabilitación de las extremidades superiores de personas adultas mayores de edad ecuatorianas .										
3. BIBLIOGRAFIA Rodríguez Martínez, C., Hernández, M., Antonio, M., López, Á., & Hechavarría, B. (2004). Lesiones traumáticas en los miembros superiores por armas blancas. <i>Archivo Médico de Camegüey</i> , 8(5). Retrieved from http://www.redalyc.org/pdf/2111/211117850005.pdf										
4. DEFINICIONES Pérdida de la continuidad normal de la sustancia ósea que puede suceder a causa de un golpe, una tracción o una fuerza mayor a la intensidad soportada por el hueso. Este término comprende desde la fractura conminuta, hasta las fracturas del trazo capilar, o incluso al microscopio.										
5. DESCRIPCIÓN Consideraciones antropométricas de los diferentes ángulos que generan las articulaciones del brazo al moverse: Tabla 1:1 Tablas antropométricas del ángulo de las articulaciones										
<table border="1"><thead><tr><th>MOVIMIENTO</th><th>ÁNGULO DE MOVILIDAD</th></tr></thead><tbody><tr><td>Flexión - Extensión del codo</td><td>0° a 145°</td></tr><tr><td>Flexión - Extensión de la muñeca</td><td>-79° a 78°</td></tr><tr><td>Abducción – Aducción de la muñeca</td><td>-35° a 75°</td></tr></tbody></table>			MOVIMIENTO	ÁNGULO DE MOVILIDAD	Flexión - Extensión del codo	0° a 145°	Flexión - Extensión de la muñeca	-79° a 78°	Abducción – Aducción de la muñeca	-35° a 75°
MOVIMIENTO	ÁNGULO DE MOVILIDAD									
Flexión - Extensión del codo	0° a 145°									
Flexión - Extensión de la muñeca	-79° a 78°									
Abducción – Aducción de la muñeca	-35° a 75°									

Figura 1-3: Protocolo de rehabilitación para manejo de fracturas
Realizado por Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.9.3 Requerimientos mecánicos

Para el diseño mecánico del prototipo se solicita que el proceso de rehabilitación, cumpla con los siguientes componentes, los cuales son:

- Una estructura mecánica capaz de acoplar actuadores para la generación de movimientos que permitan la estimulación en un miembro superior de una persona.

- Dotar al equipo una estructura o sillón ergonómico para la estancia del paciente durante el proceso de rehabilitación.
- Una estructura mecánica capaz de acoplarse al uso del brazo izquierdo y derecho en el proceso de rehabilitación de las distintas patologías que se presentan.
- La adaptabilidad del componente mecánico para todos los individuos independientemente de sus medias antropométricas, razón por la cual deberá ser diseñado en base a la antropometría de la ciudadanía ecuatoriana.
- Un dispositivo de rehabilitación que cumpla con parámetros ergonómicos adecuados, el cual permita realizar movimientos de rehabilitación óptimos en los individuos que lo requieran.
- La selección de los materiales adecuados para el prototipo, así como un diseño Cad mediante un dimensionamiento óptimo en base a pruebas realizadas de funcionalidad que validen el diseño ejecutado.

3.9.4 Requerimientos Hardware

Para los requerimientos del hardware se solicita que el proceso de rehabilitación, cumpla las siguientes condiciones, en base a estas consideraciones se procedió a seleccionar los componentes óptimos que funcionan en el dispositivo propuesto, los cuales son detallados a continuación:

- Determinar las características técnicas de la máquina en base a los movimientos autónomos que realiza.
- Comprobar el tipo de actuadores para la inserción de movimientos autónomos a la estructura mecánica para el sistema de rehabilitación
- Establecer un componente electrónico seleccionado debido al número de puertos Micro HDMI.
- Determinar el microcontrolador seleccionado para el sistema electrónico de control.
- Establecer un controlador y/o procesador para la administración de recursos del rehabilitador
- Limitar la corriente del motor reduciendo el voltaje de la fuente
- Establecer el uso de una fuente de alimentación conmutada.
- Generar un entorno de fácil interacción entre el usuario, especialista y el equipo.

3.9.5 Requerimientos Software

Para los requerimientos del software se solicita que el proceso de rehabilitación, cumpla con los siguientes componentes, los cuales son detallados a continuación

- Establecer la herramienta CAD adecuada para diseño y modelado del sistema de rehabilitación

- Determinar la plataforma software para la generación de algoritmos de control y monitoreo de los actuadores del sistema de rehabilitación.
- Para una mejor interacción del usuario y paciente con el equipo seleccionar una plataforma software adecuada que permita el uso de recursos gráficos y generar una interfaz de alto nivel.

3.10 Desarrollo del sistema electromecánico

La revisión bibliográfica realizada anteriormente ayudo al desarrollo del diseño mecánico para el prototipo contando con sus respectivas características, para cumplir con los requerimientos del dispositivo, la figura 0000 representa la estructuración para el diseño mecánico del rehabilitador.

A continuación, se detalla el desarrollo del dispositivo de rehabilitación propuesto:

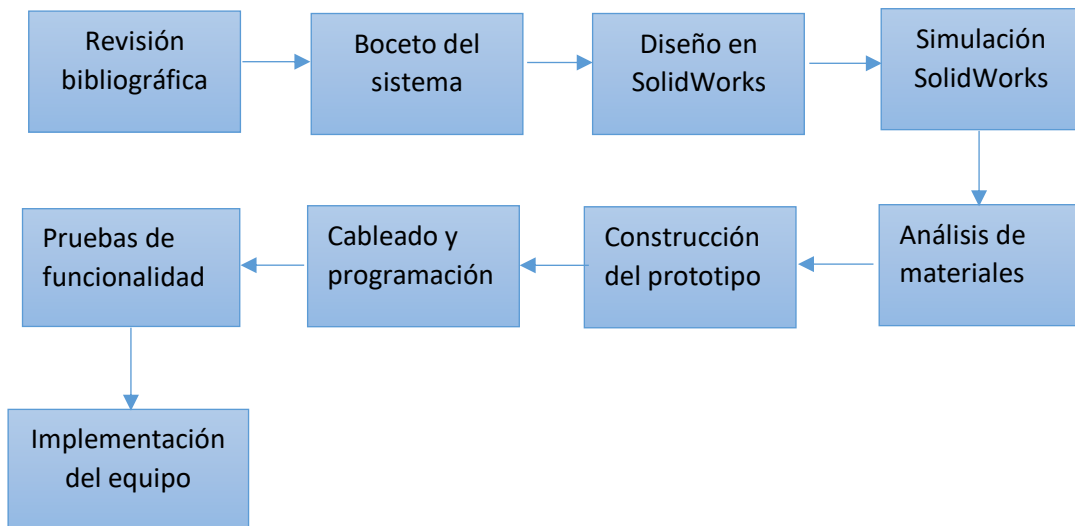


Gráfico 1-3: Diagrama del proceso para el desarrollo del prototipo
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.10.1 Diseño conceptual del prototipo

El prototipo cumple con los conceptos establecidos para un dispositivo ergonómico, funcional, con capacidad de cumplir los requerimientos necesarios para el área de fisioterapia, el área mecánica, el área de hardware y el área de software.

3.10.2 Selección del tipo de movimiento

Los movimientos del miembro superior después de una lesión parten con movimientos suaves, con la finalidad de ir recuperando su movilidad paulatinamente mediante una serie de ejercicios de rehabilitación adecuada se revisó los procesos de rehabilitación medica donde se extrajo los ejercicios que contengan los movimientos más acertados y no requieran asistencia médica diaria para una correcta rehabilitación.

Los movimientos generales del miembro superior son:

- Hombro: Flexión
- Codo: Flexión – Extensión
- Muñeca: Abducción - Aducción y Flexión- Extensión

3.10.3 Estudio antropométrico:

En el diseño del dispositivo de rehabilitación se consideró las medidas antropométricas de los individuos de nacionalidad ecuatoriana, entre 25-29 años, que viven en la ciudad de Ambato, las cuales permitieron dimensionar las bases de apoyo para las regiones de : muñeca , antebrazo y brazo, considerando 396 mediciones de los individuos que formaron parte del estudio, de los cuales se estableció un patrón con 10 medidas frecuentes en la población estudiada , para las 3 regiones que conforman el área de las extremidades superiores , las cuales se describen a continuación , en la siguiente tabla:

Tabla 3-3: Medidas antropométricas de las partes del miembro superior.

	MUÑECA				ANTEBRAZO			BRAZO		
		Diametro de la muñeca (cm)	Ancho de la Muñeca (cm)	Longitud de la Mano (cm)	Peso (lb)	Diametro del antebrazo (cm)	Distancia Muñeca al codo(cm)	PESO(lb)	Distancia del codo al hombro (cm)	DIAMETRO DEL BRAZO(cm)
H	1,05	13,46	5,08	17,5	6,06	26,5	28	7,27	27	31,5
M	2,06	14,15	5,85	16	6,92	26,3	27	8,36	26	34,4
M	2,55	12,45	4,95	14,5	1,63	23,42	28	3,74	27	27,8
H	1,9	13,57	5,45	17	3,85	26,5	30	6,06	26	31,7
H	1,63	13,75	5,15	18	2,75	25,12	26	4,53	27	30,4
H	2	13,1	5,05	17,1	6,01	26,5	30	7,15	28	31,1
M	2,15	12,35	4,9	15,98	6,92	26,3	26	8,8	27	34,22
M	1,8	12,55	5,01	14,75	4,23	23,15	28	3,9	29	28,8
H	2,45	13,4	5,15	16,85	5,01	26,1	29	6	28	31,7
H	2,64	14,02	5,1	17,9	4,26	25,01	28	5,53	30	29,9
PROMEDIO:	2,023	13,28	5,169	16,558	4,764	25,49	28	6,134	27,5	31,152

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

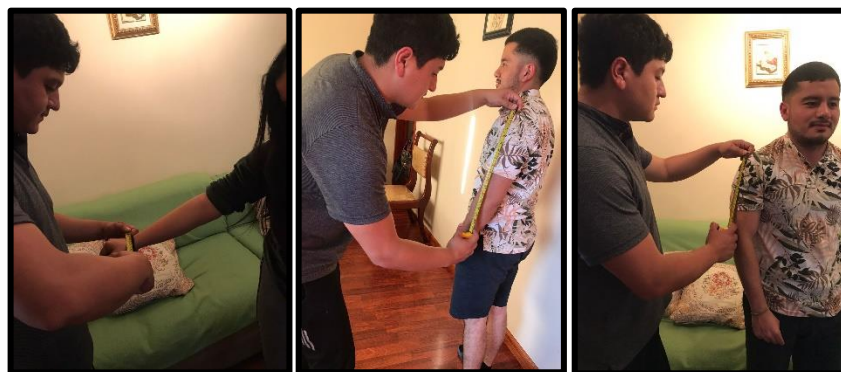


Figura 2-3: Toma física de las medidas de la muñeca, brazo, hombro
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

El peso promedio del brazo de una persona adulta de los individuos de nacionalidad ecuatoriana entre 25-29 años, tanto hombres como mujeres, una vez realizado la recolección de las medidas antropométricas, se conoce el peso promedio de la muñeca es de 2.02 lb, el peso promedio del antebrazo es de 4, 46 lb y finalmente el peso promedio del brazo es de 6, 13 lb lo cual se considera como el peso referente que debe soportar el dispositivo diseñado para rehabilitación, de las extremidades superiores acorde las diversas patologías que pueden presentarse afectando 3 áreas del brazo.

3.10.4. Ángulos de movimientos del miembro superior

Parte de los requerimientos de fisioterapia hace referencia a las medidas angulares que generan las articulaciones al realizar los distintos movimientos en la extremidad superior, luego de una revisión bibliográfica extensa se consideró los siguientes tipos de movimientos con los correspondientes ángulos de movilidad específicos para cada ejercicio los cuales se detallan a continuación en la tabla 4-3: (Lugo-Villeda 2013) (Guzmán y Londoño 2016).

Tabla 4-3: Movimientos y ángulos correspondientes de la extremidad superior.

Tipos de movimientos:	Ángulo de la movilidad:
Flexión del hombro	-23° a 65°
Flexión – Extensión del codo	0° a 75°
Flexión – Extensión de la muñeca	-79° a 80°
Abducción – Aducción de la muñeca	-35° a 75°

Fuente: (Lugo-Villeda 2013)

3.10.5 Hardware para procesamiento del sistema

De acuerdo a la literatura revisada en el marco teórico en los ítems 2.6.1, 2.6.2, y 2.6.3 se estableció tres tipos de módulos de desarrollo que pueden ser incluidos en el proyecto. A continuación, se muestra un cuadro comparativo de los elementos propuestos resaltando sus principales características para su posterior selección.

3.10.5.1 Análisis comparativo de los módulos de desarrollo

De acuerdo a los módulos de desarrollo expuesto anteriormente, se validó de una manera comparativa entre los más comercializados y también empleados en el mercado local con la

finalidad de establecer los elementos ideales para emplearse en el diseño del dispositivo inteligente de rehabilitación.

En la tabla 2-2, menciona las principales características del módulo Raspberry Pi4, Controlador Lógico Programable PLC, NodeMCU V3 ESP8266, siendo estos módulos de desarrollo fácilmente programable para la generación de algoritmos de control, adquisición de datos y monitoreo.

Tabla 5-2: Comparación de las características de los módulos de desarrollo.

MÓDULOS DE DESARROLLO	Raspberry Pi 4	PLC	NodeMCU V3 ESP8266
Procesador	ARM Cortex-A72	PLCs/16-Bits con signo	RISC de 32-bits
Frecuencia de reloj	1.5 GHz	1 GHZ	Tensilica Xtensa LX106 a un reloj de 80 MHz
GPU	Video Core VI (con soporte para OpenGL ES 3.x)	Pantalla táctil monocromática de 3 "con retroiluminación multicolor	Arduino IDE
Memoria	1 GB / 2GB / 4 GB LPDDR4 SDRAM	DL06: CPU, RAM y EEPROM	No
Conectividad	Bluetooth 5.0, Wi-Fi 802.11ac, Gigabit Ethernet	Ethernet	80 KB
Almacenamiento	MicroSD	2 – 256 KB	96 KB
Ethernet	10/100	10/100 10/100/1000	No
Wireless	802.11n / Bluetooth 4.0	No	No
Salidas de vídeo	HDMI / Composite	No	No
Salidas de audio	HDMI / Auriculares	No	No
E/S Digitales	54	4	17

E/S Analógicas	16	2	1
USB	4	1	0
Compatibilidad de sistema operativo	Linux	Windows, Linux, Mac OS	Mac, Linux, Windows

Fuente; (RaspberryPi, 2018), (Plc Siemens), (Luis del Valle Hernández, 2018)

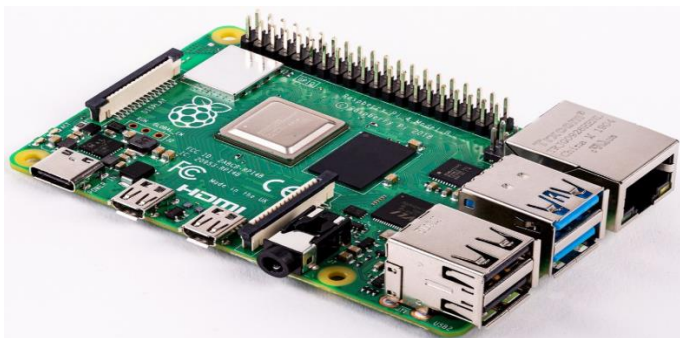
Mediante el análisis de las características de los módulos de desarrollo expuestas en la tabla 2-2 , se puede definir como la más idónea que cuenta con los recursos necesarios para el desarrollo del prototipo de rehabilitación es el módulo Raspberry Pi4, ya que es una herramienta apropiada para el diseño de los sistemas digitales a analógicos, siendo una mini computadora lo cual es superior al módulo NodeMCU V3 ESP8266, mientras que el PLC sobredimensiona las características de procedimiento y memoria. El módulo Raspberry se respalda por su bajo costo además de contar con un hardware y software libre.

3.10.5.2 Raspberry Pi4.

Componente electrónico seleccionado debido al número de puertos Micro HDMI (2), además de contar con un chip específico que trabaja con los puertos USB 2.0 y 3.0, pero que además se puede usar teóricamente para conectar otros periféricos, por el número de puertos requeridos.

Tabla 6-3: Características de la tarjeta programable raspberry Pi 4

Elemento 1:	Descripción:
Raspberry Pi 4	1 - Modelo B
Procesador	ARM Cortex-A72
Frecuencia de reloj	1.5 GHz
GPU	Video Core VI (con soporte para OpenGL ES 3.x)
Memoria	1 GB / 2GB / 4 GB LPDDR4 SDRAM
Conectividad	Bluetooth 5.0, Wi-Fi 802.11ac, Gigabit Ethernet
Intensidad	1.2 A.



Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.10.6 Hardware de pasarela de comunicación- Procesador- Entorno Físico

El objetivo es realizar la comunicación serial entre la Raspberry y el entorno físico se analizó el uso la plataforma Arduino, en el mercado existen varios modelos como se mencionó en el marco teórico en los ítems 2.6.1, 2.6.2, y 2.6.3 se estableció los dos modelos más comerciales de comunicación serial que pueden ser utilizados en el proyecto. A continuación, se muestra un cuadro comparativo de los elementos propuestos resaltando sus principales características para su posterior selección.

3.10.6.1 Análisis comparativo de los Hardware de pasarela de comunicación

Para realizar una adecuada selección del módulo de comunicación a emplearse en el sistema inteligente es necesario evaluar varias características y parámetros como se muestra en la tabla 7-3.

Tabla 7-3: Características de las tarjetas de desarrollo arduino.

TARJETA DE DESARROLLO	Arduino Uno	Arduino Mega
Voltaje de Operación	5 V	7 a 12 V
Voltaje de entrada (recomendado)	7 a 14 V	6 a 20 V
Digital Pines IO	14 (6 salidas PWM)	54 (15 salida PWM)
Pines de entrada analógica	6	16
Corriente DC	40 mA	40 mA
Corriente CC	3.3 v Pin 50mA	3.3 v y 50mA
Memoria Flash	32KB (ATmega 328) 0.5KB gestor arranque	256KB (ATmega 2560) 0.8KB (Bootloader)
SRAM	2KB (ATmega 328)	8KB (ATmega 2560)
EEPROM	1 KB (ATmega 328)	4 KB (ATmega 2560)
Velocidad de Reloj	16 Mhz	16 Mhz

Fuente: (Tapia Ayala & Manzano Yupa, 2013)

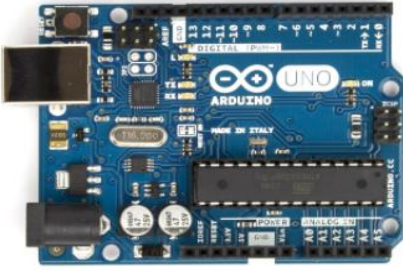
Basándonos en las características de las placas Arduino citadas en la tabla 3-2, se puede establecer que Arduino Uno se adapta perfectamente al prototipo, ya que cuenta con los recursos adecuados y suficiente para el desarrollo del dispositivo inteligente de rehabilitación. Dado que Arduino mega cuenta con un dimensionamiento superior para los requerimientos de nuestro prototipo, por tal razón solo con Arduino Uno puede cubrir el desarrollo del sistema inteligente de rehabilitación.

3.10.6.2 Modulo de comunicación serial –Arduino Uno

El microcontrolador seleccionado para el sistema electrónico de control fue la tarjeta Arduino Uno, debido a su versatilidad con los requerimientos del prototipo, el cual cuenta con 6 entradas analógicas y 6 salidas PWM, entre otras características propias de esta unidad.

Tabla 8-3: Características del módulo de comunicación arduino uno.

Elemento 2:	Descripción:
Arduino uno	2 unidades
Micro - Controlador	ATmega 328
Voltaje operativo	5 V
Voltaje de entrada (recomendado)	7v -12v
Pines de entradas/ salidas digitales	14 (De las cuales 6 son salidas PWM)
Pines de entradas Análogas	6
Memoria Flash	32 KB (ATmega 328) de los cuales 0.5 KB es usado por Bootloader.



Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.10.7 Actuadores aplicados en el sistema.

De acuerdo a la literatura revisada en el marco teórico en los ítems 2.7.1.1, 2.7.1.2, y 2.7.1.3 se estableció tres tipos de actuadores eléctricos que puedan generar los movimientos planteados en el proyecto. A continuación, se muestra un cuadro comparativo de los elementos propuestos resaltando sus principales características para su posterior selección.

3.10.7.1 Análisis comparativo de los actuadores.

Al momento de realizar una selección correcta del tipo de actuador eléctricos que es necesario para un funcionamiento adecuado del prototipo es necesario comparar las características como se muestra en la tabla 9-3:

Tabla 9-3: Especificaciones técnicas de los actuadores eléctricos.

ESPECIFICACIONES TÉCNICAS	MOTOR DC	SERVOMOTOR MG 995	MOTOR PASO A PASO Nema 23
Torque	Bajo	Alto	Medio-Alto
Velocidad	Alta	Media	Alta
Manipulación de la velocidad	PWM	PWM (interno)	Por pasos

Manipulación de Posición	No	Si	Si
Angulo de rotación	360	180	360
Cables conductores	2	3	4 - 6
Circuito para controlar el funcionamiento	No es necesario	No es necesario	Si es necesario
Precisión	Baja	Media-Alta	Alta

Realizado por: D. Arteaga, D. Garcés, 2021


En la tabla 9-3 se comparó las características de los diferentes motores eléctricos existentes en el mercado, por ende, nos permite seleccionar al Motor Paso a Paso Nema 23 como el más óptimo a utilizar dentro del sistema inteligente de rehabilitación por su gran torque, su alta precisión y su velocidad controlable en base a sus pasos.

3.10.7.2 Motor Nema 23

El componente electrónico comparado acorde las características, requeridas en el prototipo de rehabilitación se seleccionó al motor paso a paso nema 23. A continuación, la tabla 10-3 se detallan las características, del motor nema 23:

Tabla 10-3: Características técnicas del motor paso a paso nema 23.

Componentes:	Descripción:
Voltaje	3.78 Voltios
Dimensiones del artículo	2.24 x 4.45 x 2.24 pulgadas
Material	Aleación de acero Metal cobre Aluminio
Par de sujeción	3 Nm
Corriente nominal	4,2 A
resistencia	0,9 ohmios



Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.10.8 Actuator DC

De acuerdo a la revisión bibliográfica realizada anteriormente se estableció un análisis comparativo para la selección del motor reductor adecuado a las necesidades del sistema desarrollado., a continuación, se muestra un análisis comparativo del mismo:

3.10.8.1 Análisis comparativo del motor reductor.

Para la selección del motor reductor que se ajuste a los requerimientos del sistema inteligente de rehabilitación, se propone en la siguiente tabla 11-3 las características principales para realizar una selección efectiva.

Tabla 11-3: Especificaciones técnicas del motor reductor.

REDUCTOR	CARACTERISTICAS
<p>Motor Reductor 6-12V 281 RPM 34:1</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Relación de engranajes: 34:1 • Material del engranaje: Metal • RPM: 281 • Voltaje de funcionamiento: 12v • Torque: 6.5 kg.cm • Corriente de carga: 0.45 A • Corriente sin carga: 60 mA • Diámetro de la caja de engranajes: 25mm • Diámetro del motor: 25mm • Longitud del motor: 53mm • Diámetro del eje: 4mm • Longitud del eje: 9.4mm • Peso: 83.9 g
<p>Motor Reductor JG-3 12V 100RPM</p>	<ul style="list-style-type: none"> • Voltaje de funcionamiento: 12v • Caja de engranes de velocidad: 100RPM, • Diámetro de la caja de engranajes: 25mm • Eje de salida en forma de “D” :4mm de diámetro. • Torque:2.5 kg-cm • Velocidad de 100 RPM con una caja de engranajes de 80:1. • Tensión de funcionamiento: Entre 6V y 18V (Pico). • Tensión nominal: 12 V. • Velocidad sin carga a 12V: 100 RPM. • Corriente de funcionamiento a 12V: Sin carga 50mA, con media carga 240mA. Peak 1.2A • Torque: 2.5 kg-cm. • Relación de engranaje: 80:1. • Peso: 85 g.

Fuente: (Pérez Naranjo & Villarruel Garcés, 2018)


Del análisis de las características expuestas en la tabla 11-3, se puede determinar que el motor reductor (6-12v 281 rpm 34:1) es el adecuado para el sistema inteligente de rehabilitación debido a su gran torque, poco peso, dimensiones y por su velocidad sin carga.

3.10.8.2 Motor con caja reductora.

Parte del sistema fue la implementación de un motor con una caja reductora, con el objetivo de la transmisión del movimiento de un eje a otro paralelo, cercano, consiguiendo de esta manera una relación de velocidad constante y estable con una relación de transmisión de reducción de 34:1 con una velocidad de 281 RPM, necesarios para las velocidades del sistema de rehabilitación. A continuación, se muestran las características de este componente:

Tabla 12-3: Características técnicas del motor con caja reductora.

Especificaciones	Descripción:
Motor con caja reductora	6-12V 281 RPM 34:1
Relación de engranajes	34:1
Material del engranaje	Metal
RPM	281
Voltaje de funcionamiento	12 V
Torque	6.5 Kg. Cm
Corriente de carga	0.45 A
Diámetro de la caja de engranajes	25 mm
Diámetro del motor	25 mm
Diámetro del eje	4mm
Peso	83,9 g



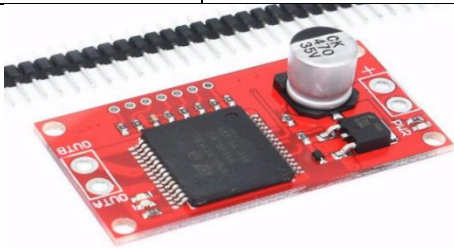
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.10.8.2.1 Monster driver VNH2SP30 30A.

El componente electrónico Monster driver fue utilizado para controlar el sentido de giro del motor de corriente continua, a continuación, se detallan las características de este componente utilizado:

Tabla 13-3: Características Monster driver VNH2SP30 30A

Elemento 4:	Descripción:
Monster driver VNH2SP30 30A	1 canal
Tensión a nivel lógico	5 voltios
Voltaje máximo	16 voltios
Corriente máxima	30 amperios
Frecuencia de PWM	20 kHz
Resistencia del mosfet	19 mOhms


Corriente continua de trabajo (se necesita disipador)	14 amperios
	

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.10.9 Elemento SPDM.

Se utilizó una fuente de alimentación conmutada porque este instrumento presentó características de alta eficiencia, facilidad de instalación y una protección confiable al sistema, a continuación, se muestra los parámetros que se consideró para la utilización del mismo:

Tabla 14-3: Características del elemento SPDM

Elemento 6:	Detalles
SPDM: 241201	Carlo Gavazzi
Voltaje de entrada universal	85-264 VCA y 120-375 VCC
Voltaje de salida	12V y 24V DC
Alta eficiencia hasta	89%
Protección contra sobretensiones, cortocircuitos y sobrecargas	Dimensiones compactas
Terminales de resorte o de tornillo	UL1310 Clase 2 (modelos por debajo de 100 W)
Número de pins	9
	

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.10.10 Hardware para visualización entorno grafico del sistema.

La configuración de la interfaz Hombre- Máquina del dispositivo de rehabilitación diseñado fue basado acorde los parámetros requeridos, en primera instancia se realizó la página de la interfaz de inicio, en la cual se muestra la interfaz de presentación, del prototipo de rehabilitación en la cual se encuentra un botón que muestra la siguiente interfaz del proceso, por ello se utilizó una

interfaz hombre -máquina con el objetivo de facilitar una interfaz de control y visualización del proceso que permite al técnico una comunicación con una máquina, sistema o software. Se refiere a la interacción de la pantalla con el sistema inteligente de rehabilitación.

Tabla 15-3: Características técnicas del hardware de visualización.

Elemento	Detalles
Monitor lg	Pantalla HD 19 plg
Energía	+ 24V DC
Puertos seriales	VGA
Tipo de LCD	Luz de fondo multicolor HD
	

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.11 Software para el diseño del prototipo

El diseño del prototipo fue realizado en el software SolidWorks el cual ofrece un modelado, diseño y simulación muy real del sistema, permitiendo establecer los materiales que se involucran en la construcción del prototipo, además del establecimiento de diversas pruebas como fue la simulación del material para el esfuerzo de fractura debido a la fatiga que se genera al aplicar una determinada carga, a continuación, se detalla el proceso de diseño y modelado ejecutado en este programa.

3.11.1 Diseño y Modelado en SolidWorks

Este software cuenta con características especiales para el diseño y modelado del prototipo, además este programa ayudo a validar, modelar y simular los movimientos del sistema de rehabilitación permitiendo tener una perspectiva real del prototipo para posteriormente mecanizarlo.

Con las medidas antropométricas obtenidas anteriormente se puede comenzar a desarrollar las diferentes piezas que tendrá el prototipo de rehabilitación, el dispositivo deberá ser diseñado en

base a los grados de libertad establecidos y obtener los siguientes movimientos, como se indica en la tabla 16.-3

Tabla 16-3: Grados de libertad asignados para el movimiento del miembro superior.

GRADOS DE LIBERTAD:	MOVIMIENTO
1 GDL para el hombro	Flexión
1 GDL para el codo	Flexión-Extensión
2 GDL para la muñeca	Aducción-Abducción y Flexión-Extensión).

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.11.2 Software aplicado en la programación

3.11.2.1 Raspberry

Al ser un ordenador de bajo coste muy accesible destinado específicamente para el desarrollo de prototipos y al ser un sistema embebido el cual implica una computación en tiempo real del proceso a ejecutarse se optó por el uso de este dispositivo en el trabajo propuesto.

3.11.2.2 Python

Se utilizó el lenguaje de programación de alto nivel, multiplataforma y de acceso libre para el desarrollo de la aplicación, misma que es capaz de ejecutar diferentes movimientos en distintos ángulos de flexión y con velocidades máximas y mínimos acorde los requerimientos del usuario, razón por la cual se optó por el uso de este lenguaje de programación.

3.12 Diseño CAD

3.12.1 Fase 1

El diseño del mismo parte con tres soportes de acero para el miembro superior mecanizados en forma de “U”, los cuales se encuentran unidos mediante dos ejes de acero, el dispositivo cuenta con bocines que se acoplan a las articulaciones del hombro, codo y muñeca para obtener el movimiento generado por un motor acoplado a los bocines el cual hace mover al mecanismo en forma de “U” en cada articulación. En esta fase se pudo evidenciar el peso considerable de la estructura comprobando que el sistema forzaba al motor debido al peso, además su acople directo al bocín generaba fricción haciendo difícil controlar sus pasos con lo cual no generaba suficiente torque para mover la estructura de acero.

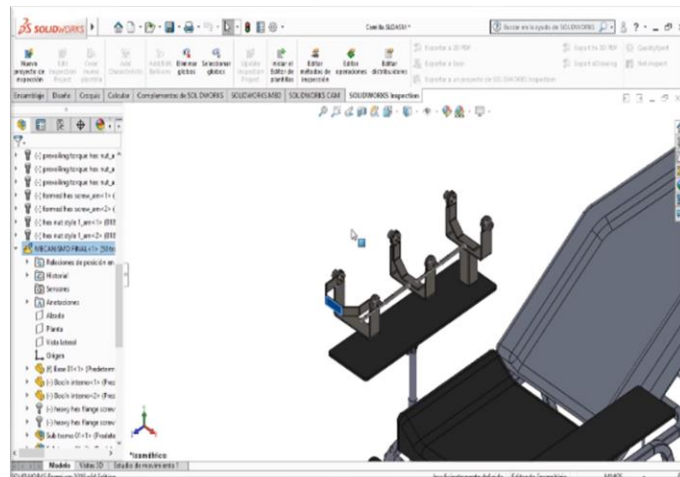


Figura 3-3: Diseño del prototipo de rehabilitación fase 1
Realizado por Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.12.2 Fase II

Para esta fase se inició cambiando los materiales para reducir su peso, para lo cual se utilizó dos ejes de aluminio que sirven como guías para las pletinas en forma de “U” para apoyar el miembro superior, el prototipo consta de tres articulaciones: La articulación A encargada de realizar los movimientos para la muñeca, la articulación B se encarga de realizar los movimientos para el codo, y la articulación C se encarga de realizar los movimientos del hombro.

En esta fase se pudo evidenciar que el peso bajo considerablemente siendo capaz de realizar los movimientos requeridos pero debido a su acople directo al bocín genero fricción, resultando difícil controlar los pasos del motor.



Figura 4-3: Estructura del prototipo de rehabilitación fase II
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.12.3 Fase Final

El prototipo está formado por dos barras de aluminio que sirven de guía para las pletinas en forma de “U” utilizadas para soportar y sujetar el miembro superior, cuenta con tres articulaciones: La articulación A encargada de realizar los movimientos para la muñeca, la articulación B se encarga

de realizar los movimientos para el codo, y la articulación C se encarga de realizar los movimientos del hombro, accionadas por un sistema de transmisión formado por un piñón de 70 dientes y un tornillo sin fin, ensamblado a un bocín de un solo eje provisto de sujetadores, el cual aprovecha las revoluciones del motor nema 23 para obtener una variación en el torque, y así generar los respectivos movimientos en las articulaciones A, B, C, como se indica en la figura 5-3.

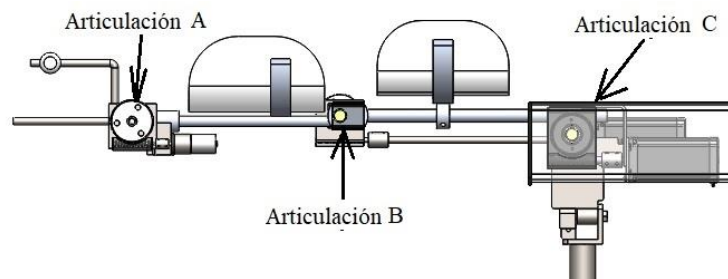


Figura 5-3: Articulaciones del Prototipo de rehabilitación.
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Para esta fase se consideró el principio de funcionamiento de los elevadores ya que permite utilizar la masa de los actuadores como un apoyo adicional para la generación del movimiento, además se tomó en consideración el sistema de elevación de vidrios eléctricos de los automóviles, los mismo que cuentan con una caja reductora formada por una corona y un tornillo sin fin encargado de transformar la velocidad del motor en un torque de mayor potencia, para tener la capacidad de realizar los movimientos de establecidos en el prototipo.

Además, el dispositivo cuenta con ruedas para facilidad su movilidad, también de poseer un tubo el mismo que permite regular la altura para adaptarlo a las medidas antropométricas de los individuos con la finalidad de poder ser utilizado cualquier silla ergonómica.

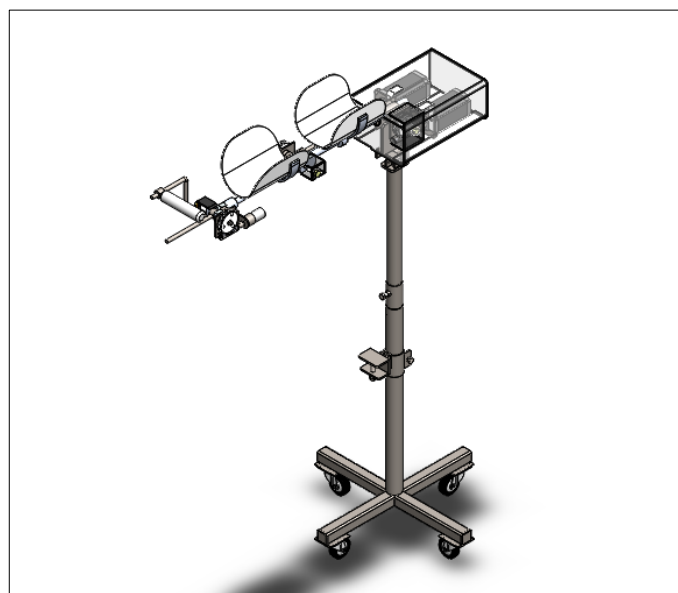


Figura 6-3: Diseño final de prototipo de rehabilitación
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.13 Análisis estructural

El análisis estructural ayudó a definir las fuerzas que se aplican a la estructura, en donde se evaluó con la selección de elementos, posible situación como esfuerzo, desplazamiento y deformaciones que posteriormente se utilizó como base para un modelo matemático, todo esto se logró con la aplicación del software SolidWorks.

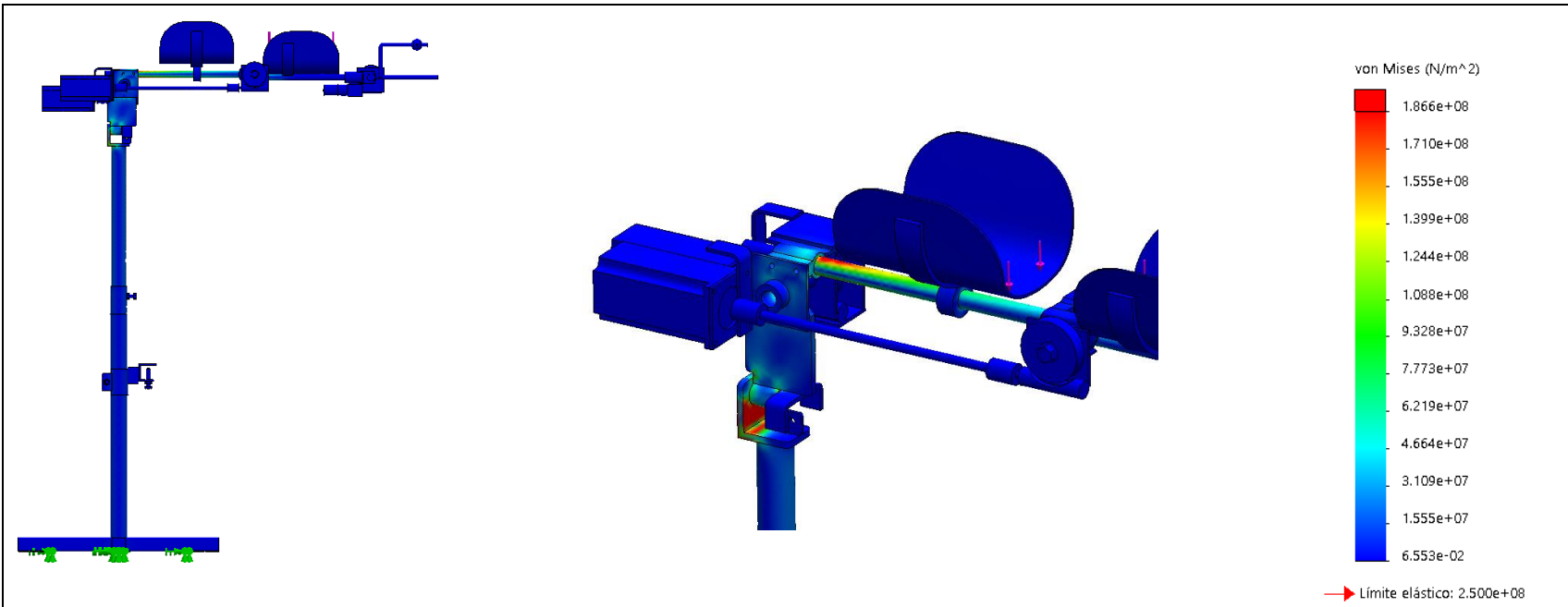


Figura. 01. Análisis de esfuerzos en mecanismo a 180°

Análisis de esfuerzos máximo estático

Según el presente estudio se verifica el esfuerzo mayor producido con un valor de 180 MPa, que no sobrepasa el límite máximo de fluencia del material.

Figura 7-3: Análisis de esfuerzos estáticos del prototipo a cero grados

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

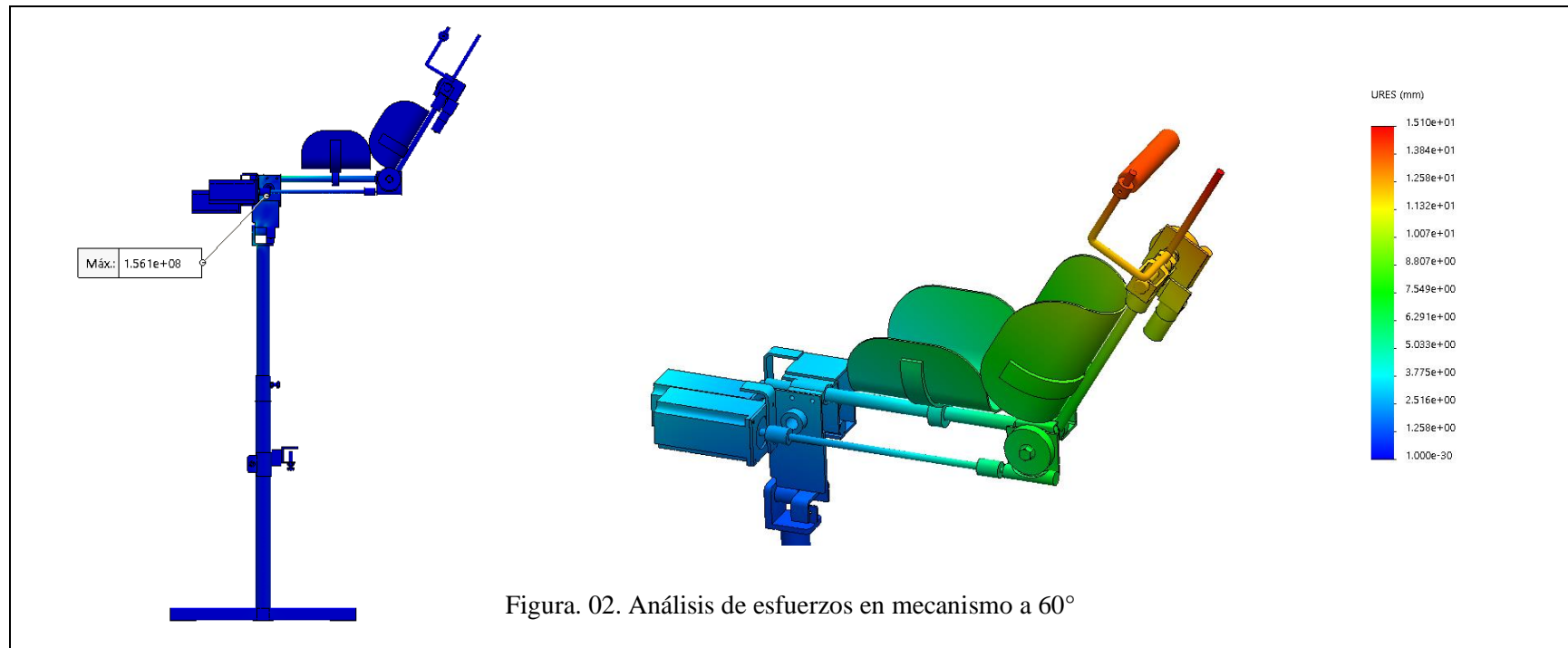


Figura. 02. Análisis de esfuerzos en mecanismo a 60°

Análisis de esfuerzos máximo estático

Según el presente estudio se verifica el esfuerzo mayor producido con un valor de 156 MPa, que no sobrepasa el límite máximo de fluencia del material.

Figura 8-3: Análisis de esfuerzos estático del prototipo a 60° en la articulación del codo

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.13.1 Análisis Estático

Cálculo de la velocidad de los motores: Partimos del número de oscilaciones recomendadas: (12 oscilaciones/ minuto)

-Por tanto, cada oscilación tiene un tiempo estimado, aplicando la ecuación, nos permitirá determinar el tiempo estimado.

$$t = \frac{60}{12} = 5 - 6 \text{ sg}$$

-El ángulo de desplazamiento se encuentra entre: 65° - 75° .

-La relación de transmisión del reductor está dado por la siguiente ecuación:

$$i = \frac{z1}{z2} = \frac{1}{70} = 0.01428$$

Z1=número de dientes del sinfín

Z2= número de dientes de la corona



Figura 9-3: Partes de la caja reductora
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Velocidad del motor: Los 70 dientes del piñón se distribuye uniformemente en 360° , cada diente desplaza: $\frac{360}{70} = 5.14^{\circ}$, por tanto, para un ángulo de desplazamiento de 70° se tiene $\frac{70}{5.14} = 13.6^{\circ}$, dientes, para cada media oscilación se tomó 14 dientes, si una oscilación se da en 6 segundos, la media oscilación se da en 3 segundos, la velocidad del sin fin queda determinado en la siguiente ecuación:

$$vel \ motor = \frac{14 \text{ rev}}{3 \text{ sg}} * \frac{60 \text{ sg}}{1 \text{ min}} = 280 \text{ RPM}$$

En base a estos parámetros se tiene la tabla 17-3, que contiene la relación de oscilaciones:

Tabla 17-3: Relación de oscilaciones para obtener la velocidad angular del motor.

Núm. oscilaciones/ min	Velocidad angular <i>W</i> (RPM)	Z2 (corona)	Velocidad angular motor (RPM)
8	3.2	70	224
10	4	70	280
12	4.8	70	336
14	5.6	70	392
16	6.4	70	448

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Si cada ciclo cumple con 28 dientes: 8 oscilaciones darán un número de dientes por lo que el número de dientes = $8 \times 28 = 224$, si la corona tiene 70 dientes

$$vel\ corona = \frac{8 * 28}{70} = 3.2\ RPM\ corona$$

Cálculo de la fuerza aplicada por las diferentes partes y el brazo

Brazo:

-Peso del brazo: 8.36 lb (3.8 Kg)

-Distancia del codo al hombro: 25-27 cm

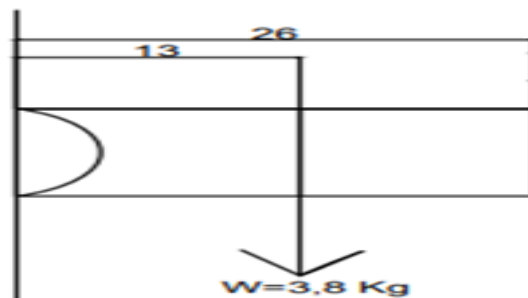


Figura 10-3: Diagrama de momento del brazo
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Codo:

-Peso del antebrazo: 6.92 lb (3.145 Kg)

-Distancia de la muñeca al codo: 26-30 cm

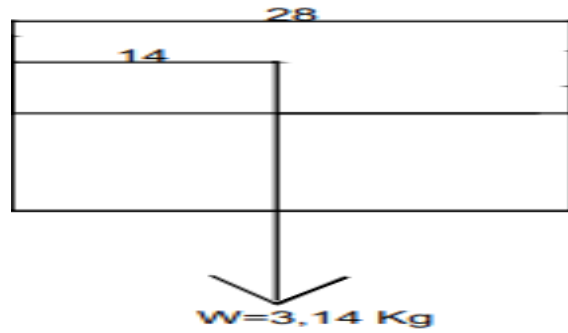


Figura 11-3: Diagrama de momento del codo
 Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Muñeca:

-Peso de la muñeca: 1.85 lb (0.841 kg)

-Longitud de la mano: 14.5-18 cm, acorde las medidas antropométricas encontradas en la población de estudio.

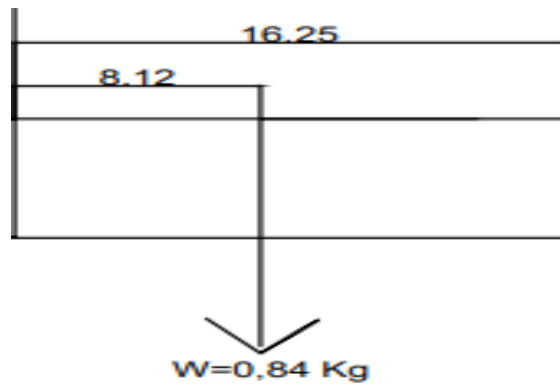


Figura 12-3: Diagrama de momento de la muñeca
 Realizado por Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Momento (M)= $F_T * D$

$F_T = (3,8 + 3,14 + 0,84)Kg = 7,78 Kg$

$M = 7,78 Kg * 35,12 cm$

$M = 273,5 Kg.cm$

$M = 27.35 Kg.m$

Antebrazo: Cálculo del baricentro

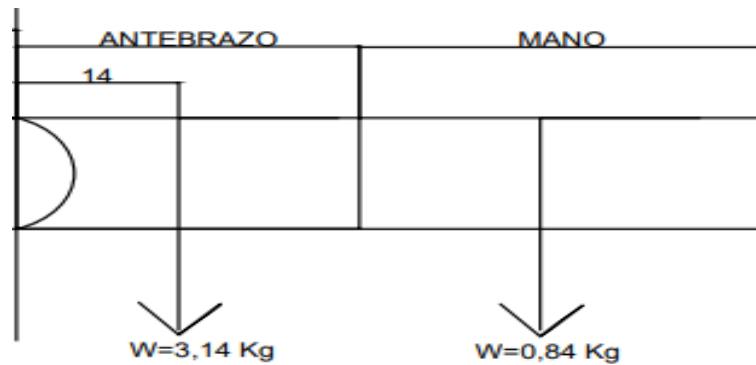


Figura 13-3: Diagrama de momento de la extremidad superior
 Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Tabla 18-3: Relación de oscilaciones en los baricentros.

Núm.	Distancia al eje (Y) de los baricentros (cm)	Longitud (cm)	producto
1	14	28	392
2	36.12	16.25	587,03
		44,25	979,03

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

$$\text{Distancia (x) al C. G.} = \frac{979,03}{44,25} = 22,12$$

Momento (M)= $F_T * D$

M= $(3,14 + 0,84)Kg * 22,12cm$

M= $3,98 Kg * 22,12 cm$

M = $88,20 Kg.cm$

M = $0,8820 Kg.m$

Mano: Cálculo del baricentro

Momento (M)= $F_T * D$

M= $0,84Kg * 8,12cm$

M= $6,83 Kg.cm$

M = $0,0683 Kg.m$

Momento torsor generado en el punto de giro del brazo

Brazo: distancia o brazo, tomando el momento máximo que se genera en el punto (o) del brazo, donde D se considera el diámetro primitivo de la corona.

$$D' = 53 \text{ mm} = 0,053 \text{ m} \quad M = 2,735 \text{ Kg.m}$$

Momento que genera fuerza en la corona

$$F = \frac{M}{\frac{d}{2}} = \frac{2,73 \text{ Kg. m}}{0,0265 \text{ m}} = 103,21 \text{ Kg.}$$

$$W = 103,21 \text{ Kg.}$$

El paso de la corona $P=2,5 \text{ mm}$ que es igual al ángulo de hélice del tornillo sin fin.

El ángulo de hélice es de 14°

Datos: $\chi=14^\circ$

$\varphi = 14 \frac{1}{2} = 14,5^\circ$ (Recomendado según tabla 12-2 Diseño en ingeniería mecánica Shigley, pág. 542), en base a este criterio se determinó los componentes de la fuerza (W)

$$W_x = W \cos \varphi \sin \chi$$

$$W_x = 103,21 \text{ Kg.} \cos 14,5^\circ \sin 14^\circ$$

$$W_x = 103,21 \text{ Kg.} (0,968)(0,242)$$

$$W_x = 24,77 \text{ Kg}$$

$$W_y = W \sin \varphi$$

$$W_y = 103,21 \text{ Kg} * \sin 14,5^\circ$$

$$W_y = 103,21 \text{ Kg} * 0,2504 = 25,84 \text{ Kg}$$

$$W_z = W \cos \varphi \cos \chi$$

$$W_z = 103,21 \text{ Kg} (\cos 14,5^\circ)(\cos 14^\circ)$$

$$W_z = 103,21 \text{ Kg} (0,968)(0,9703)$$

$$W_z = 96,94 \text{ Kg}$$

La fuerza de rozamiento entre el sin fin y la corona:

μ = coeficiente de fricción = 0,05

$$Wf = \mu * W$$

$$Wf = 0,05 * 103,21\text{Kg}$$

$$Wf = 5,16 \text{ Kg}$$

La fuerza total axial que actúa sobre el tornillo sin fin es:

$$W^a = W^t - \mu W \text{sen } \chi$$

$$= W (\cos \varphi \cos \chi - \mu \text{sen } \chi)$$

$$W^a = 103,21 \text{ Kg} (\cos 14,5^\circ \cos 14^\circ - 0,05 \text{sen } 14^\circ)$$

$$W^a = 103,21 \text{ Kg} (0,968 * 0,9703 - 0,05 * 0,242)$$

$$W^a = 103,21 \text{ Kg} (0,9393 - 0,0121)$$

$$W^a = 103,21 \text{ Kg} (0,93) = 95,98 \text{ Kg} \approx 96 \text{ Kg}$$

Debido a la existencia de una carga opuesta e igual que actúa sobre la rueda, por tanto, la carga transmitida es:

$$W_G^t = W (\cos \varphi \cos \chi - \mu \text{sen } \chi)$$

$$W_G^t = 103,21 \text{ Kg} (\cos 14,5^\circ \cos 14^\circ - 0,05 \text{sen } 14^\circ)$$

$$W_G^t = 103,21 \text{ Kg} (0,968 * 0,971 - 0,05 \text{sen } 14^\circ)$$

$$W_G^t = 103,21 \text{ Kg} (0,94 - 0,0121) = 96,00 \text{ Kg}$$

V_s = Velocidad de desplazamiento en el diámetro del tornillo sin fin (ft/min)

Partiendo de las velocidades del motor en las oscilaciones, escogemos una velocidad alta, ya que, a altas velocidades, el motor pierde torque y potencia, por lo tanto.

Vel angular = 448 R.P.M.

Diámetro sin fin = 10 mm

Diámetro medio = 5 mm, por lo tanto

V_s = velocidad angular * radio

V_s = 448 rev/min * 2,5 min = 1120 rev/min * 1 rev/min

$$Vs = 448 \frac{\text{rev}}{\text{min}} * 2.25 \text{min} = 1120 \frac{\text{rev}}{\text{min}} * 1120 \frac{1\text{ft}}{\text{min}}$$

$$Vs = 3733 \frac{\text{ft}}{\text{min}}$$

3.14 Mecanizado

3.14.1 Construcción del motor reductor

Se conoce que el motor reductor o caja reductora de velocidad consta de una corona y un tornillo sin fin, para asimilar su funcionamiento en el prototipo se empezó por conseguir un piñón de 70 dientes y un tornillo sin fin, para posteriormente ensamblarlos aun bocín mecanizado que se encuentra unido a una placa de acero ligero, en el cual se encuentra un eje fresado especialmente para el alojamiento el tornillo sin fin que se acoplara al eje del motor para aprovechar su potencia y un torque variable.



Figura 14-3: Motor reductor formado por piñón y sinfín
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.14.2 Desplazamiento de los dientes del piñón.

El desplazamiento que realiza el diente del piñón hace recorrer al motor $5,14^\circ$ grados respectivamente, entonces si queremos desplazar 20° grados, el piñón debe recorrer 4 dientes, así sucesivamente, como se muestra en la figura.

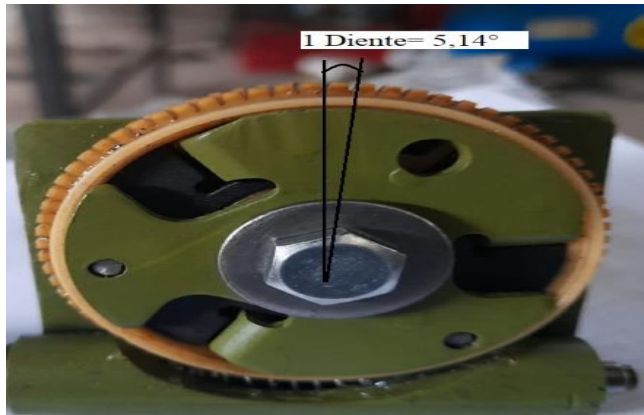


Figura 15-3: Desplazamiento por cada diente del piñón
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.14.3 Ejes de Aluminio

El prototipo está formado por tres partes que asimilan la anatomía humana, se comenzó por medir y cortar dos barras de aluminio que asemejan a un miembro superior. El eje de aluminio usado para la parte del brazo tiene en uno de extremos acoples fresado en forma de “U” que permiten unir con el eje usado para la parte de antebrazo mediante los bocines ensamblado con la caja reductora, para unir la muñeca se mecanizó un acople para ensamblarlo con la parte del eje del antebrazo, de esa manera se pudo conseguir las articulaciones para el hombro, codo y muñeca



Figura 16-3: Partes fabricadas del prototipo de rehabilitación.
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.14.4 Base del prototipo

Dispone un sistema que ayuda a regular la altitud del prototipo, además de servir de apoyo para los motores nema 23, posee ruedas para una fácil movilidad.



Figura 17-3: Eje metálico principal del prototipo
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.14.5 Ensamble final

Siguiendo el diseño y los planos realizado en solidworks, se comienza a unir cada pieza para dar forma al prototipo. En la figura 18-3 se indica el prototipo final ensamblado.



Figura 18-3: Prototipo de rehabilitación ensamblado
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.15 Cableado general

La instalación eléctrica y electrónica del prototipo está dividida en cuatro secciones:

- Fuentes de corriente y voltaje: se estableció alimentara con dos fuentes de corriente, la primera para alimentar a los actuadores y la segunda para las tarjetas de desarrollo ya que esta permite

tener una variabilidad de voltaje y corriente que se requiere para el funcionamiento

- Circuito para procesamiento de señal: controlada por el Arduino mediante la señal de los potenciómetros, para controlar los drivers y tener movimientos en los motores y todos los accesorios que se requiere para que cumpla esta función
- Circuito para interfaz: controlada por la Raspberry y todos los accesorios que se requiere para que cumpla esta función.
- Otros accesorios: se estableció una línea de seguridad por medio de un paro de emergencia y un buzzer para alertar la finalización del proceso.

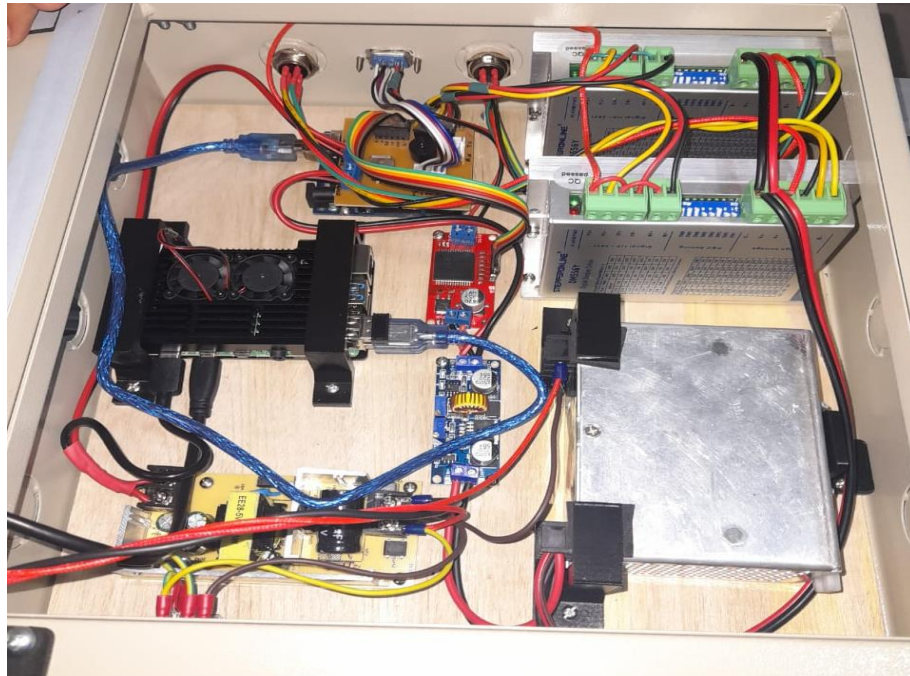


Figura 19-3: Cableado electromecánico del sistema de rehabilitación
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.15.1 Diagrama Eléctrico.

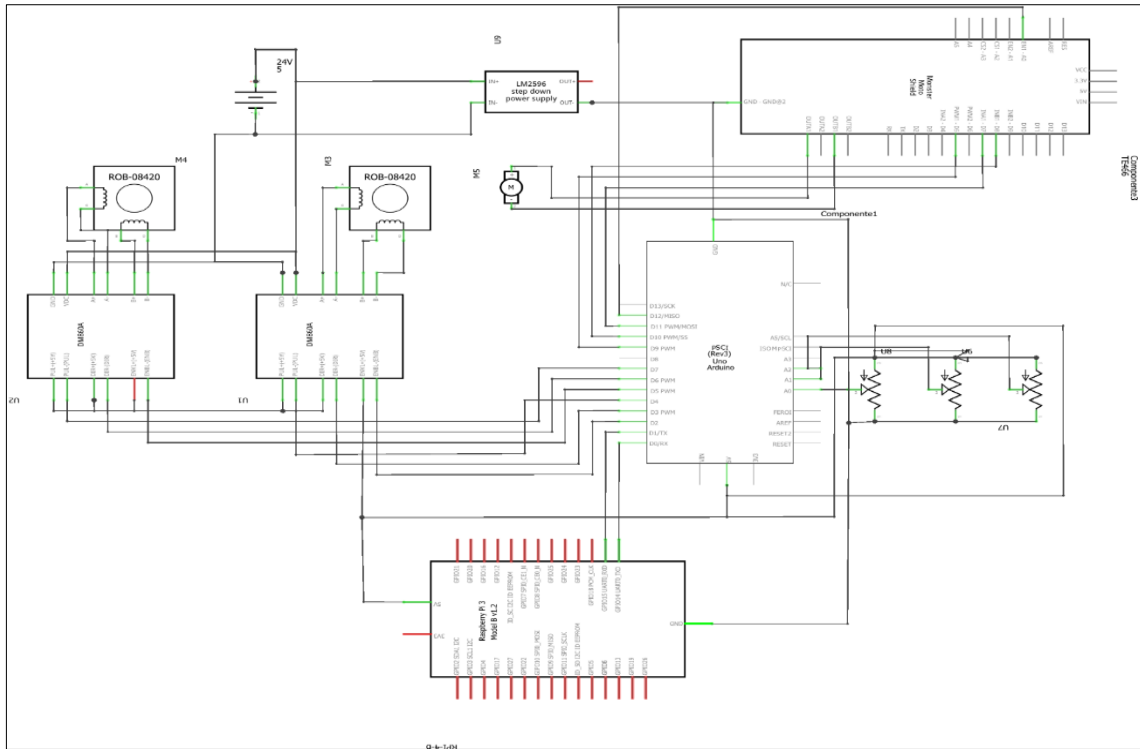


Figura 20-3: Diagrama eléctrico del sistema inteligente de rehabilitación
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.16 Programación Software

3.16.1 Programación Arduino

Ya seleccionado el controlador, circuito eléctrico, mecanizado de las piezas se procedió a programar en Arduino considerando los pines de conexión.

Las tablas siguientes representan la descripción de los terminales conectados en los diagramas electrónicos.

Tabla 19-3.- Terminales de conexión de la tarjeta programable arduino.

	Pines	Pines Arduino
HOMBRO DRIVER STEPPERONLINE DM556Y	Dir	3
	Stop	4
	Enalbol	2
CODO DRIVER STEPPERONLINE DM556Y	Dir	6
	Stop	7
	Enalbol	5
MUÑECA DRIVER VNH2SP30 30A	Enalbol	12
	IN_A	11

	IN_B	10
	PWM	9
BUZZER		8
SENSOR POTENCIOMETRO	Hombro	A1
	Codo	A2
	Muñeca	A0

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Tabla 20-3: Terminales de conexión serial de arduino y raspberry

ARDUINO	RASPBERRY
TX	Cipio 15
RX	Cipio 14

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.16.2 HMI para configuración y manipulación del sistema de rehabilitación

La página de la interfaz de inicio, en la cual se muestra la interfaz de presentación, muestra la siguiente interfaz del proceso:



Figura 21-3: Interfaz gráfica principal del sistema de rehabilitación

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Con el botón siguiente se da paso a la nueva interfaz que se muestra, la selección de los ejercicios que se pueden realizar en las áreas de la muñeca, codo y hombro. Existen diferentes tipos de ejercicios que pueden ser realizados para cada área, a continuación, se detalla los tipos de ejercicios que son realizados acorde las áreas:

Muñeca: en esta área se puede seleccionar 4 opciones, las cuales hacen referencia al tipo de movimientos que pueden realizar los pacientes siendo los movimientos de flexión, extensión, aducción y abducción, cada uno en 3 niveles diferentes con intensidades bajo, media y alto.

Codo: en esta área se puede realizar 2 tipos de ejercicios de flexión y extensión, eligiendo el número de repeticiones que se desea realizar, de igual manera como en el área anterior se detalla los niveles bajo, medio y alto 1, 2 y 3 respectivamente en referencia a la intensidad de los movimientos.

Hombro: para esta área se programó un movimiento de flexión acorde el número de repeticiones que desee realizar el paciente y en 3 categorías distintas dependiendo de la necesidad del usuario.



Figura 22-3: Selección del tipo de ejercicio del sistema rehabilitación
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Se diseñó botones para cada opción que requiera el usuario realizar los movimientos de rehabilitación acorde la extremidad superior seleccionada pudiendo ser esta la extremidad derecha o izquierda, programando mediante códigos cada área a ejercitarse.

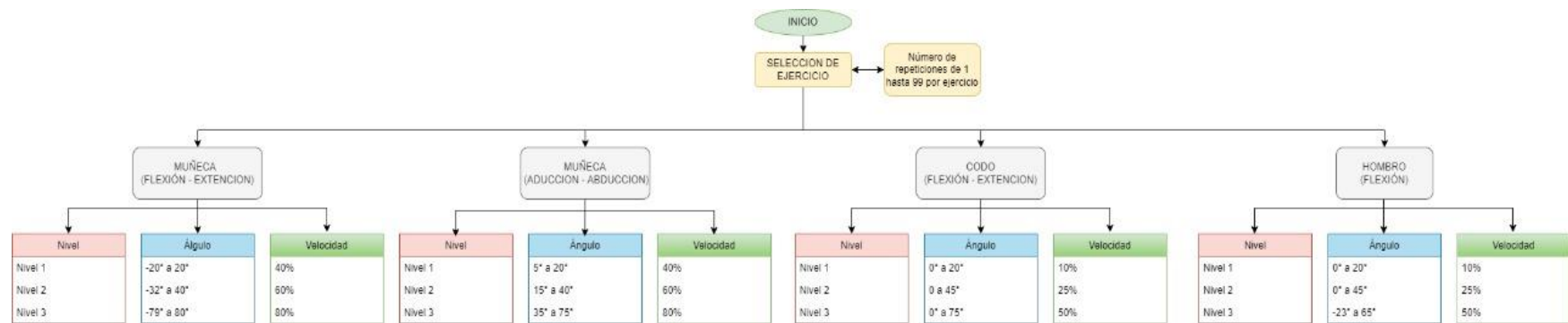


Gráfico 2-3: Flujograma para la programación del sistema inteligente de rehabilitación.

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

En el flujograma se muestra el rango de niveles que fueron seleccionados para los diferentes movimientos que se ejecutan una vez seleccionado el ejercicio y el área del brazo a ejercitarse con la rehabilitación, iniciando así con la región de la muñeca en la cual se pueden seleccionar dos tipos de movimientos para la rehabilitación.

Muñeca: los movimientos que se pueden realizar en esta área son flexión y extensión para el ejercicio de flexión se disponen 3 tipos de niveles para la ejecución de los movimientos, con referencia al nivel 1 los ángulos de desplazamiento pueden oscilar desde -20° a 20° a una velocidad del 40% acorde consideraciones médicas óptimas para ejecutar en este nivel.

A continuación, en el nivel 2 los ángulos de desplazamiento considerados fueron desde -32° como valor mínimo a 40° a una velocidad media del 60% lo cual corresponde a movimientos moderados, finalmente en el nivel 3 fue considerado valores de los ángulos desde -79° a 80° , correspondiendo a una velocidad del 80%, correspondiendo a una velocidad alta.

Muñeca- puede realizar movimientos de Abducción- Aducción, para este tipo de ejercicio se divide en 3 niveles, nivel 1 el cual corresponde a un ángulo de 5° a 20° , a una velocidad del 40% la cual corresponde a movimientos bajos, seguidamente el nivel 2 que comprende los rangos de 15° a 40° , con una velocidad del 80% y finalmente el nivel 3 con ángulos de oscilación desde 35° a 75° , con una velocidad del 60%.

Codo: En el área del codo se programó 3 niveles los cuales comprenden, el nivel 1, con movimientos desde un ángulo de 0° a 20° , con una velocidad del 50% que corresponden a movimientos rápidos, seguidamente el nivel 2 para el área del codo, que comprende los rangos de 0° a 45° , con una velocidad del 25% con movimientos regulares ni muy acelerados ni muy lentos, finalmente el nivel 3 desde un ángulo de 0° a 75° , con una velocidad del 10% que corresponde a movimientos lentos.

Hombro: esta región se encuentra clasificada en 3 niveles, que se detalla a continuación, el nivel 1 corresponde a movimientos desde un ángulo de 0° a 20° , con una velocidad del 50% correspondiendo a movimientos rápidos, seguidamente el nivel 2 los ángulos de desplazamiento considerados fueron desde 0° como valor mínimo a 45° a una velocidad media del 10% finalmente los ángulos de desplazamiento considerados fueron desde -23° como valor mínimo a 45° a una velocidad del 25%.

3.16.3 Diagrama de flujo de la interfaz programada



Gráfico 3-3: Flujograma del sistema HMI

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Descripción.- El proceso de la interfaz de la información inició con la creación de las ventanas y todos los widgets que conforman la interfaz gráfica, al dar clic en el botón siguiente se ejecuta la acción, se abre la ventana de control, posteriormente se selecciona el área del brazo y el ejercicio de rehabilitación programado, a continuación es importante definir el tipo de ejercicio a ejecutar

, si se selecciona el área de la muñeca se realizará el envío de datos a través del puerto serial para ejecutar el ejercicio de la muñeca, caso contrario si se selecciona el ejercicio para el área del codo se procederá al envío de datos a través del puerto serial para la ejecución del movimiento del codo, caso contrario si se selecciona el ejercicio para el área del hombro se procederá al envío de datos a través del puerto serial para la ejecución del movimiento de esta área en específico.

3.16.4 Programación en Python:

El lenguaje de programación utilizado en el software Python, estuvo programado bajo parámetros específicos para el prototipo desarrollado en tal virtud, se utilizó varias librerías específicas en la programación, a continuación, se detallan las que han sido utilizadas:

Tkinter: considerada para la interfaz gráfica de usuario para el software Python, el mismo que está por defecto en la biblioteca gráfica.

Pillow: es una biblioteca abierta para el software Python, y nos sirve para guardar varios formatos de tipo imagen.

Además de varias funciones propias, que forman parte del lenguaje de código en Python, para las 3 áreas de la extremidad superior, muñeca, codo y hombro, cada uno de ellos con límites de rangos propios del área a rehabilitarse.

El desarrollo del lenguaje de programación en el software Python, inició con la declaración de las principales librerías y variables, asignando un valor establecido para los valores de salida en los diferentes pines del microcontrolador, para el ejercicio de abducción en la mano para los niveles 1, 2 y 3 se asignó los valores 10, 11 y 12 respectivamente, para el ejercicio de flexión en la muñeca para los niveles 1, 2 y 3 los valores asignados fueron 7, 8 y 9 respectivamente, posteriormente para el nivel 1, 2 y 3 del codo los pines asignados fueron 4, 5 y 6 finalmente para el área del hombro a los niveles 1, 2 y 3 se asignaron valores de 1, 2 y 3 respectivamente. Realizado este proceso se ejecutó el establecimiento de inicio de la comunicación serial, dando paso a la lectura de posición de los eslabones, seguidamente se realiza una desconcatenación de trama en valores enteros, posteriormente ingresa al bucle de repetición se existe un dato ingresado por parte del usuario ejecutando el ejercicio hasta que se ejecute todos los ejercicios acorde el número de repeticiones finalizando el bucle de repetición cuando se ha cumplido la orden ingresada, a continuación se muestra el flujograma en el lenguaje de programación en Python. :

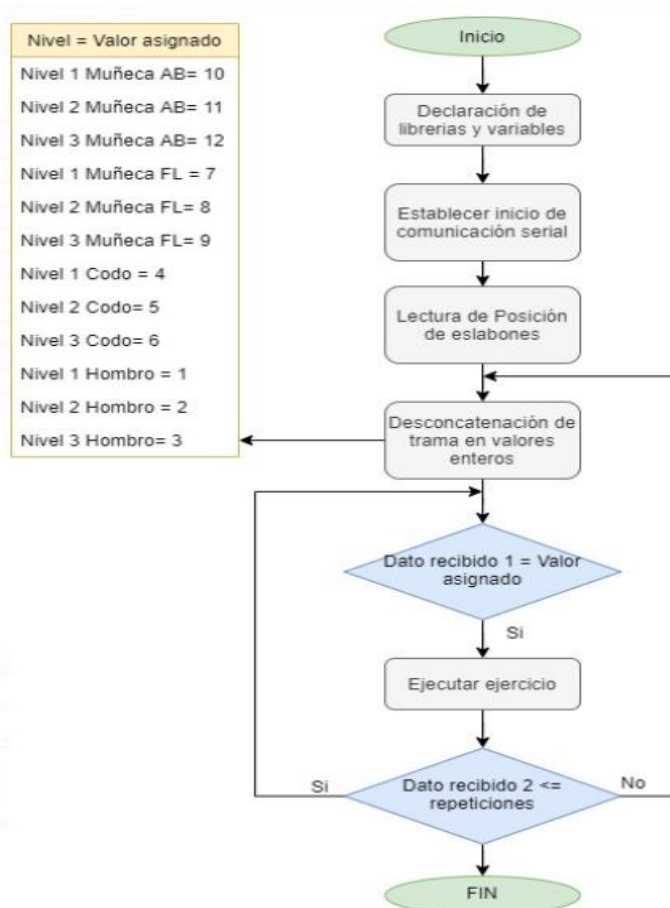


Gráfico 4-3: Flujograma de programación del sistema
 Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.17 Prototipo Final Ensamblado

Una vez finalizado el ensamble de todas las partes, el respectivo cableado seguido de una correcta programación se empieza a cubrir los actuadores y mecanismos para evitar futuros accidentes, para de esta manera realizar su respectiva implementación y validación del prototipo.

3.18 Implementación

La Implementación del equipo de asistencia al proceso de rehabilitación de miembros superiores, fue seleccionado en base al requerimiento de movilidad del equipo de rehabilitación diseñado, tomando en consideración la barra cilíndrica del eje de aluminio que constituye parte del sistema de rehabilitación, este material permite disminuir el peso haciéndolo más fácil de transportarlo razón por la cual se seleccionó el diseño dos, la implementación del prototipo para la rehabilitación de los miembros superiores fue sometido a una última valoración al aplicar una carga adicional de peso de 650 gr, simulando a dispositivos suplementarios de rehabilitación

como pesas para los diferentes ejercicios de rehabilitación que pueden realizarse en conjunto con el prototipo diseñado.

Por ello se consideró factores que influyeron en el proceso de rehabilitación:

- **Tipos de movimientos:** 4 tipos de movimientos
- **Áreas de rehabilitación:** 3 áreas, comprendiendo muñeca, codo y hombro.
- **Tiempo de ejecución:** 10 minutos para el proceso de rehabilitación
- **Niveles de actuación:** 3 niveles
- **Velocidades en los niveles:** cada nivel está programado con una velocidad de actuación de los servomotores independientes, acorde los requerimientos del paciente.



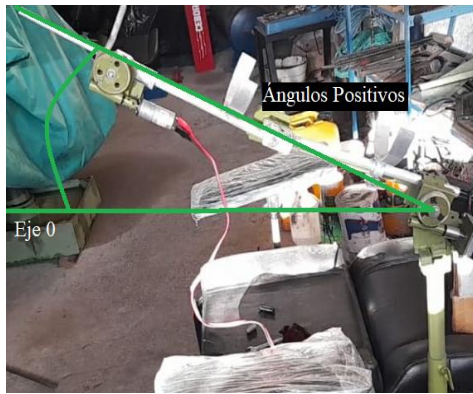
Figura 23-3: Pruebas con carga adicional de 650gr
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.18.1 Pruebas para la evaluación de la funcionalidad

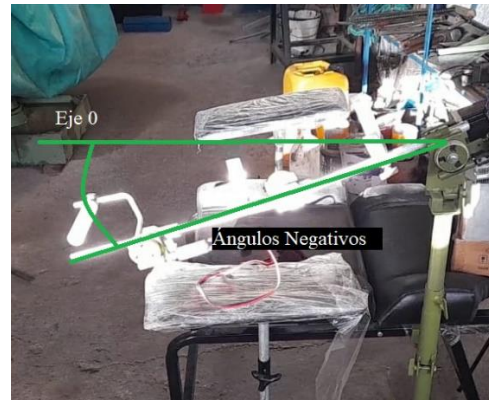
El análisis de las pruebas que fueron ejecutadas estuvo compuesto bajo dos parámetros fundamentales:

3.18.1.1 Pruebas de funcionalidad sin carga:

El prototipo realizó trabajos repetitivos al vacío, el motor comenzó las pruebas con ángulos para cada nivel, desplazándose un ángulo de 20°, aumentando 20° grados ya sea en sentido positivo o negativo hasta llegar a 80°, para cada nivel se realizó diez repeticiones.



(a)



(b)

Figura 24-3: Medición de ángulos positivos(a) y negativos (b)

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

La fig. 24-3 se observa la manera con la que se obtuvo las mediciones de los ángulos positivos a partir del punto de origen hacia arriba (a) y en (b) se adquirió la medición de los ángulos negativos del origen hacia abajo, y así se repite para las diferentes mediciones realizadas.

Tabla 21-3: Ángulos positivos del sistema inteligente de rehabilitación sin carga.

Ángulos Positivos Muñeca (Flexión – Extensión)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a 20°	19	18	19	19	18	19	18	19	19	19	18,7	0,48
2	0° a 40°	37	38	38	37	39	39	38	38	39	38	38,1	0,74
3	0° a 80°	78	79	78	78	79	79	78	77	79	78	78,3	0,67
Ángulos Positivo Muñeca (Aducción – Abducción)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a 20°	19	18	19	19	18	19	18	19	19	19	18,7	0,48
2	0° a 40°	37	38	38	37	39	39	38	38	39	38	38,1	0,74
3	0° a 75°	73	74	75	73	74	74	73	72	74	73	73,5	0,85
Ángulos Positivos Codo (Flexión – Extensión)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a 20°	19	18	19	19	18	19	18	19	19	19	18,7	0,48
2	0° a 45°	44	45	44	44	43	44	44	45	44	44	44,1	0,57
3	0° a 75°	73	73	74	74	74	73	74	74	73	74	73,6	0,52
Ángulos Positivos Hombro (Flexión)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a 20°	19	18	19	19	18	19	18	19	19	19	18,7	0,48
2	0° a 45°	44	45	44	44	43	44	44	45	44	44	44,1	0,57
3	0° a 65°	63	64	63	63	64	64	63	63	64	63	63,4	0,52

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Tabla 22-3: Ángulos negativos del sistema inteligente de rehabilitación sin carga.

Ángulos Negativos Muñeca (Flexión – Extensión)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	-20° a 0°	-19	-20	-21	-20	-19	-19	-20	-21	-19	-19	-19,7	0,82
2	-32° a 0°	-33	-31	-30	-31	-32	-31	-30	-32	-31	-32	-31,3	0,95
3	-79° a 0°	-78	-79	-78	-78	-79	-79	-78	-77	-79	-78	-78,3	0,67
Ángulos Negativo Muñeca (Aducción – Abducción)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	-5° a 0°	-5	-4	-5	-4	-4	-5	-4	-5	-4	-5	-4,5	0,53
2	-15° a 0°	-16	-14	-16	-14	-14	-14	-16	-15	-15	-14	-14,8	0,92
3	-35° a 0°	-34	-35	-34	-35	-36	-34	-35	-35	-34	-33	-34,5	0,85
Ángulos Negativo Codo (Flexión – Extensión)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a 20°	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
2	0° a 45°	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
3	0° a 75°	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
Ángulos Negativos Hombro (Flexión)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a 20°	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
2	0° a 45°	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
3	-23° a 0°	-24	-23	-22	-23	-22	-22	-22	-24	-24	-22	-22,8	0,92

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Las tablas reflejan los diferentes niveles, sus ángulos ingresados y sus mediciones sin carga, las cuales se consiguió al realizar las respectivas repeticiones,

Los resultados obtenidos en las diferentes mediciones, podemos obtener una sumatoria la cual nos ayuda a obtener un promedio para cada nivel en diferentes repeticiones.

la siguiente tabla 23-3, indica el un error absoluto demostrado en cada una de las repeticiones realizadas.

Tabla 23-3: Error absoluto en sistema inteligente de rehabilitación sin carga.

Grado de libertad	Valor Asignado	Valor Promedio Medido - Ángulos Positivos	Valor Promedio Medido - Ángulos negativos	%Error - Ángulos Positivos	%Error - Ángulos Negativos
	-20° a 20°	18,7	19,7	6,5	1,5
	-32° a 40°	38,1	31,3	4,8	2,2

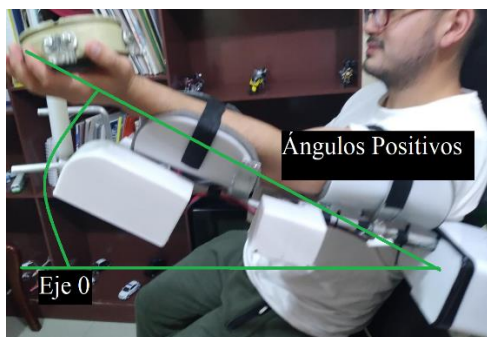
Muñeca (Flexión - Extensión)	-79° a 80°	78,3	78,3	2,1	0,9
Muñeca (Aducción - Abducción)	-5° a 20°	18,7	4,5	6,5	10
	-15° a 40°	38,1	14,8	4,75	0,1
	-35° a 75°	73,5	34,5	2	1,4
Codo (Flexión - Extensión)	0° a 20°	18,7	0	6,5	0,0
	0° a 45°	44,1	0	2,0	0,0
	0° a 75°	73,6	0	1,87	0,0
Hombro (Flexión)	0° a 20°	18,7	0	6,5	0,0
	0° a 45°	44,1	0	2,0	0,0
	-23° a 65°	63,4	22,8	2,5	0,9
TOTAL:				4,00	1,42

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

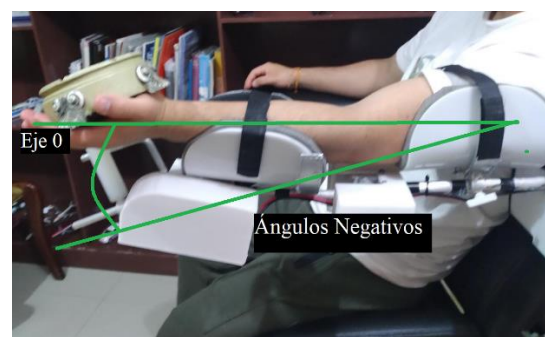
Los datos adquiridos en la tabla 18-3, se visualiza que tan eficiente es el sistema inteligente de rehabilitación al momento de realizar una actividad sin carga, de los diferentes valores obtenidos en las repeticiones, obtuvimos un promedio y un error absoluto para cada nivel. El promedio final del error que se muestra para los ángulos positivos da un error aproximado de 4% y para los ángulos negativos un error de 1,42%, así podemos notar que el motor llega con facilidad hacia el ángulo negativo correspondiente.

3.18.1.2 Pruebas de funcionalidad con carga

Al sistema inteligente se añadió un peso de 5 a 6 libras, considerando el peso de un brazo y la mano de una persona, para mayor efectividad empleamos los mismos ángulos correspondientes a cada nivel para así obtener las mediciones semejantes a la anterior tabla, los resultados se los puede observar en la tabla 23-3 para los ángulos positivos y la tabla 24-3 para los ángulos negativos.



(a)



(b)

Figura 25-3: Medición de ángulos positivos (a) y negativos (b) con carga

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

El sistema inteligente de rehabilitación con un peso adicional, como se muestra en la fig. 25-3, permite obtener las mediciones en los diferentes niveles correspondientes, de la misma forma se realizaron las mediciones con los diferentes ángulos para cada repetición.

Tabla 24-3: Ángulos positivos del sistema inteligente de rehabilitación con carga.

Ángulos Positivos Muñeca (Flexión – Extensión)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a 20°	17	16	17	18	17	18	17	17	17	17	17,1	0,57
2	0° a 40°	35	36	36	35	37	36	36	37	37	36	36,1	0,74
3	0° a 80°	76	77	76	76	77	77	76	75	77	74	76,1	0,99
Ángulos Positivo Muñeca (Aducción – Abducción)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a 20°	17	16	17	17	16	17	16	17	17	17	16,7	0,48
2	0° a 40°	35	36	36	35	37	37	36	36	37	36	36,1	0,74
3	0° a 75°	71	72	73	71	72	72	71	70	72	73	71,7	0,95
Ángulos Positivos Codo (Flexión – Extensión)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a 20°	17	16	17	17	16	17	16	17	17	17	16,7	0,48
2	0° a 45°	42	43	42	42	42	42	42	43	42	42	42,2	0,42
3	0° a 75°	71	72	72	72	72	71	72	72	71	72	71,7	0,48
Ángulos Positivos Hombro (Flexión)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a 20°	17	16	17	16	16	17	16	17	17	17	16,6	0,52
2	0° a 45°	42	43	42	42	41	42	42	43	42	42	42,1	0,57
3	0° a 65°	62	62	61	62	62	62	61	61	62	61	61,6	0,52

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Tabla 25-3: Ángulos negativos del sistema inteligente de rehabilitación con carga.

Ángulos Negativos Muñeca (Flexión – Extensión)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	-20° a 0°	-20	-21	-20	-20	-19	-21	-20	-20	-19	-20	-20	0,67
2	-32° a 0°	-33	-31	-32	-32	-31	-31	-30	-32	-31	-32	-31,5	0,85
3	-79° a 0°	-78	-79	-80	-79	-79	-79	-78	-79	-79	-78	-78,8	0,63
Ángulos Negativo Muñeca (Aducción – Abducción)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a -5°	-5	-4	-5	-5	-4	-5	-4	-5	-4	-5	-4,6	0,52
2	0° a -15°	-16	-15	-16	-15	-14	-14	-15	-15	-15	-14	-14,9	0,74

3	0° a -35°	-34	-35	-34	-34	-36	-34	-35	-36	-34	-36	-34,8	0,92
Ángulos Negativo Codo (Flexión – Extensión)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a 20°	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
2	0° a 45°	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
3	0° a 75°	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
Ángulos Negativo Hombro (Flexión)													
Niveles	Angulo Ingresado	Rep 1	Rep 2	Rep 3	Rep 4	Rep 5	Rep 6	Rep 7	Rep 8	Rep 9	Rep 10	Media	Desv. Estándar
1	0° a 20°	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
2	0° a 45°	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0,00
3	-23° a 0°	-24	-23	-23	-23	-22	-22	-24	-22	-23	-22	-22,8	0,79

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Con el peso colocado en el sistema inteligente de rehabilitación, se pudo evidenciar que el motor no es forzado ya que las mediciones que llegamos a obtener en los niveles no varían en gran cantidad, sobre todo para la medición en los ángulos negativos como se confirma en la tabla, en donde el valor absoluto alcanzado en cada repetición se muestra claramente que es normal cuando el sistema se encuentra trabajando con carga, ya que no existe pérdida de pasos en el motor.

Tabla 26-3: Error absoluto en sistema inteligente de rehabilitación con carga

Grado de libertad	Valor Asignado	Valor Promedio Medido -Ángulos positivos	Valor Promedio Medido -Ángulos negativos	%Error - Ángulos Positivos	%Error - Ángulos Negativos
Muñeca (Flexión - Extensión)	-20° a 20°	17,1	20	14,5	0,0
	-32° a 40°	36,1	31,5	9,8	1,6
	-79° a 80°	76,1	78,8	4,9	0,3
Muñeca (Aducción - Abducción)	-5° a 20°	16,7	4,6	16,5	8
	-15° a 40°	36,1	14,9	9,75	0,1
	-35° a 75°	71,7	34,8	4,4	0,6
Codo (Flexión - Extensión)	0° a 20°	16,7	0	16,5	0,0
	0° a 45°	42,2	0	6,2	0,0
	0° a 75°	71,7	0	4,40	0,0
Hombro (Flexión)	0° a 20°	16,6	0	17	0,0
	0° a 45°	42,1	0	6,4	0,0
	-23° a 65°	61,6	22,8	5,2	0,9
TOTAL:				9,63	0,94

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Los errores obtenidos en los ángulos positivos dan un promedio de 9,63% en donde se evidencia un porcentaje mayor que de los ángulos negativos que nos dan un promedio de 0,94%, en donde claramente se evidencia un porcentaje mínimo correspondiente a los ángulos negativos, siendo

este un sistema de rehabilitación muy eficaz, donde se puede evidenciar en las diferentes repeticiones un error mínimo en cada ángulo de los niveles.

3.18.1.3 Análisis comparativo de las pruebas de funcionalidad con carga y sin carga

Con los porcentajes de error obtenidos mediante pruebas con carga y sin carga en el sistema inteligente de rehabilitación diferenciamos las variaciones correspondientes en cada valor asignado de los grados de libertad y así ver la funcionalidad en las actividades cuando sean puesta en marcha por el prototipo.

La tabla 26-3 contiene los porcentajes de errores obtenidos en las pruebas realizadas en cada valor asignado de diferentes grados de libertad, sin carga y con carga, tanto para los ángulos positivos y negativos respectivamente, donde los porcentajes conseguidos indican una variación considerable, como se indica en la figura 25-3 y figura 26-3.

Tabla 27-3: Porcentajes de errores obtenidos de las diferentes pruebas de funcionamiento.

% DE ERROR					
Grado de libertad	Valor Asignado	Ángulos Positivos		Ángulos Negativos	
		Sin carga	Con carga	Sin carga	Con carga
Muñeca (Flexión - Extensión)	-20° a 20°	6,5	14,5	1,5	0
	-32° a 40°	4,8	9,8	2,2	1,6
	-79° a 80°	2,1	4,9	0,9	0,3
Muñeca (Aducción - Abducción)	-5° a 20°	6,5	16,5	10	8
	-15° a 40°	4,75	9,75	0,13	0,07
	35° a 75°	2	4,4	1,43	0,57
Codo (Flexión - Extensión)	0° a 20°	6,5	16,5	0	0
	0° a 45°	2,0	6,2	0	0
	0° a 75°	1,87	4,40	0	0
Hombro(Flexión)	0° a 20°	6,5	17	0	0
	0° a 45°	2,0	6,4	0	0
	-23° a 65°	2,5	5,2	0,9	0,9
TOTAL		4,00	9,63	1,42	0,94

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

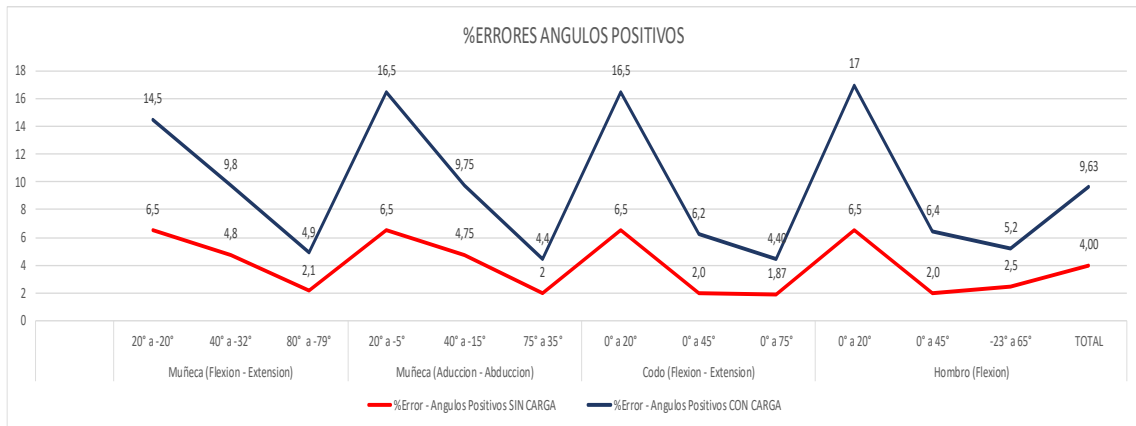


Gráfico 5-3: Ángulos positivo con carga vs Ángulos positivo sin carga
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Los porcentajes de error en los ángulos positivos con carga y sin carga de la figura 26-3, muestran una variación en los datos muy considerables y a la vez aprobados, por ende, hace que el sistema inteligente de rehabilitación sea funcional, para las diferentes actividades de rehabilitación.

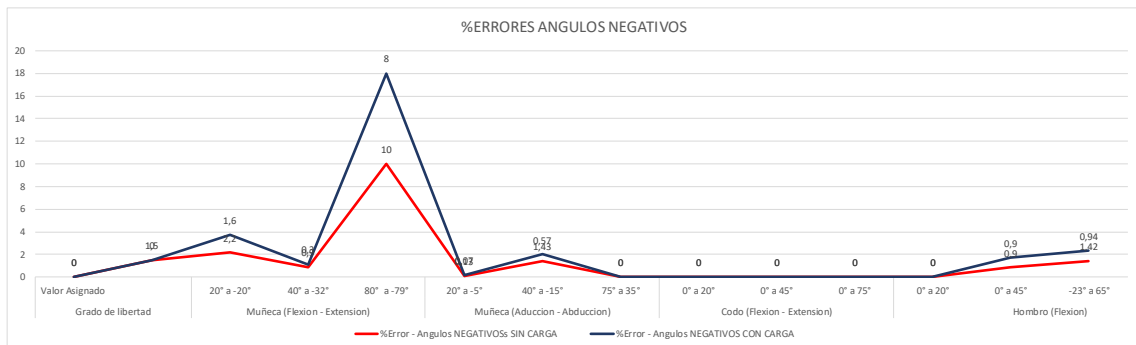


Gráfico 6-3: Ángulos negativos con carga vs Ángulos negativos sin carga
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Los porcentajes de error en los ángulos negativos con carga y sin carga demostrados en la figura 27-3, muestran una variación aceptable para los grados de libertad en la muñeca (Flexión, Extensión-Abducción, Aducción). Los porcentajes obtenidos para lo que sería el grado de libertad del codo (Flexión, Extensión) son mínimos y hasta se podría considerar que no existe un porcentaje de error, ya que el sistema inteligente de rehabilitación no permite un movimiento del codo menor a cero grados, por ende, en esta actividad no se vería afectado ya sea con carga o sin carga. Por último, para el grado de libertad del hombro (Flexión) se nota una diferenciación igual de mínima y considerada como en los demás grados de libertad, así haciendo énfasis podemos decir que el sistema inteligente de rehabilitación es aceptable y funcional.

3.18.2 Pruebas de validación en centro de rehabilitación.

El diseño del prototipo de rehabilitación realizado, fue validado mediante el punto de vista del profesional de la salud, especialista en el proceso de rehabilitación, razón por la cual se consideró pruebas de rehabilitación en el centro médico CORPUS de la ciudad de Ambato, a cargo del Licenciado en fisioterapia Carlos Peñaherrera.

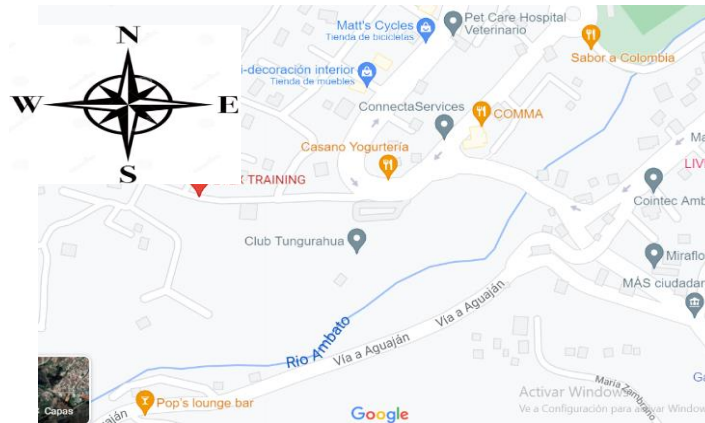


Figura 28-3: Localización del centro médico- CORPUS
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

En estas pruebas se validó el prototipo mediante el criterio técnico de funcionalidad, a cargo de los docentes responsables del trabajo de titulación, para ello se consideró las áreas de las ciencias de:

- Diseño mecánico
- Automatización
- Ergonomía

Una vez valorado la funcionalidad del prototipo a través del punto de vista ingenieril, demostrando desde el punto de vista dinámico, interfaz de usuario, y medidas antropométricas del dispositivo se validó el prototipo, con pruebas múltiples en las áreas mencionadas.



Figura 29-3: Validación del prototipo a cargo de Autopro
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.18.2.1 Pruebas de validación médico- técnico

En estas pruebas se validó el desempeño del prototipo elaborado mediante el criterio del profesional de salud especialista en procesos de rehabilitación al pasar por un proceso de recuperación pos traumático, a cargo del Lic. Carlos Peñaherrera, acorde el criterio del profesional de salud se recomienda el uso del dispositivo en el proceso de rehabilitación principalmente para lesiones neurológicas y las distintas lesiones con la característica neurológica para rehabilitación.



Figura 30-3: Valoración del prototipo por parte de un especialista
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.18.2.1 Pruebas de validación con un paciente

En esta etapa se evaluó el proceso de rehabilitación en un paciente con la patología de luxación de hombro, provocado por una lesión deportiva, en tal virtud el tratamiento recomendado frente a esta lesión consistió en una reducción cerrada, posteriormente el uso de un cabestrillo y finalmente el proceso de rehabilitación, para lo cual se evaluó el prototipo desarrollado en este paciente, considerando los movimientos que permite realizar el dispositivo los cuales son:

1.- Área **de la muñeca:** Movimiento de flexión – extensión



Figura 31-3: Ejercicio flexión- extensión en la muñeca.
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

2.- Área **del codo:** Movimiento de flexión – extensión



Figura 32-3: Ejercicio de flexión- extensión en el codo.
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.- Área del hombro: Movimiento de flexión



Figura 33-3: Ejercicio de flexión- extensión en el hombro.
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Una vez valorado el dispositivo de rehabilitación; este fue donado a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo al laboratorio del grupo de investigación AUTOPRO, como parte del desarrollo de nuevos dispositivos que contribuyan al desarrollo académico y a la ayuda de la vinculación de la academia con la sociedad, haciéndolo un dispositivo funcional y de gran ayuda a la sociedad.

3.19 Cálculo de costos

3.19.1 Costos Directos:

Tabla 28- 3. Costos directos del trabajo de titulación.

No.	Denominación	Material	Peso (Kg)	Costo (\$)	Procesos							
					Corte Manual /	Oxigas y otros	Torneado	Taladrado	Fresado	Soldadura	Roscado	Pulido
1	Soporte para reducciones	SAE 1018 A36	0,8	2,5	2 H		4 H		6 H	2 H	1 H	
2	Bocines para eje sin fin	Bronce Fosfórico	0,4	8			3 H					
3	Ejes para piñón	Eje SAE 1018	0,7	4			2 H		1 H	1 H	1 H	2 H
4	Bases para motores	A 36	0,6	4	1 H		2 H			2 H		1 H
5	Acoples Motor eje sin fin	SAE 1018	0,8	4			3 H				1 H	
6	ejes pasador para pibotes	SAE 1018	1	5			1,5 H		1 H		1 H	
7	Base soporte principal	PLACA A 36 SAE 1018	1	5		0,5 H	2 H			1 H	0,6 H	0,5 H
8	Base para pibotes	Electrodo AL	1,5	22					4 H		2 H	2 H
9	Platina soporte para brazo	Electrodo AL	0,8	18					1 H	3,6 H		0,5 H
10	Base soporte para equipo	Tubo A36	0,1	16	1 H					3 H	0,5 H	0,5 H
11	Soporte movil para el anclaje del equipo	Tubo y pletina A36	5	2	1 H					1,5 H	0,9 H	0,5 H
12	Sistema de apoyo para el brazo	Tubo A36	0,5	4	1 H		0,5 H					0,3 H
13	Placa para equipo electrónico	SAE A 36 LF	1	2	1 H					0,5 H		0,2 H
14	Manilla para sujetar	Nylon	0,6	5			0,5 H				0,5 H	
15	Pintado	Pintura, tinher, guipe	0,3	8								2 H
16	Sistema de sujección	pernos, prisioneros	0,8	10								
				119,5	7 H	0,5 H	24,5 H	3,5 H	13 H	14.6 H	8,5 H	9,5 H
					21 \$	2, 50 \$	196 \$	17,50 \$	195 \$	73 \$	42,50 \$	38 \$
											COSTO TOTAL	705 \$

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2022

3.19.2 Costos Indirectos:

Tabla 29-3. Costos indirectos del trabajo de titulación.

COSTOS INDIRECTOS	
DESCRIPCIÓN	COSTOS (USD)
Transporte	50,00
Alimentación	50,00
Costos Imprevistos	300,00
TOTAL	400,00 \$

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

3.19.3 Costos Totales:

Tabla 30-3. Costos totales del trabajo de investigación.

DESCRIPCIÓN	V. Total (USD)
Costos indirectos totales	400,00
Costos directos totales	705,00
TOTAL	1105,00 \$

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

El costo total del trabajo de titulación fue de 1105,00 \$ acorde los valores de los materiales existentes en el mercado nacional.

CAPÍTULO IV

4. Resultados

4.1 Discusión de los resultados

Una vez realizado el diseño, la construcción y la evaluación económica del prototipo desarrollado, los resultados encontrados fueron los siguientes:

4.2 Diseño mecánico

El momento generado en los puntos de apoyo para el giro en el brazo- el cálculo del baricentro se muestra en la siguiente ecuación, donde se aplicó la fuerza por la distancia hacia el centro de gravedad como se detalla a continuación:

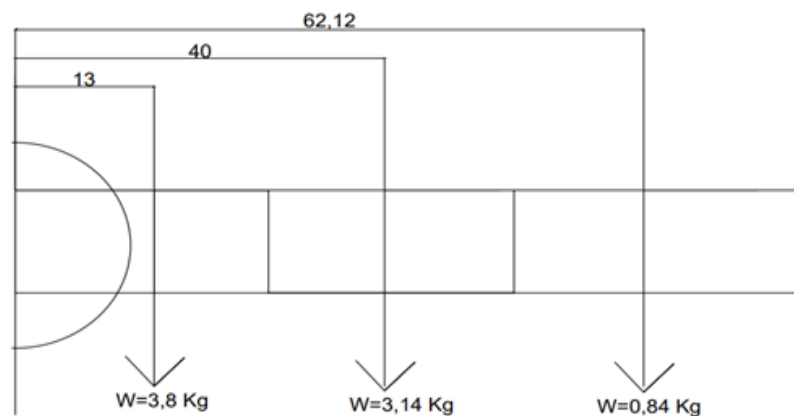


Figura 1-4: Momentos generados en las áreas a rehabilitar
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Tabla 1-4: Relación de oscilaciones de los baricentros con respecto a la velocidad angular.

Núm.	Distancia al eje Y de los baricentros	Longitud	Velocidad angular motor (RPM)
1	13	26	338
2	40	28	1120
3	62.12	16.25	1009,53
		70,25	2467,531

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

$$\text{Distancia } x \text{ al C. G.} = \frac{2467,531}{70,25} = 35,12$$

$$\text{Momento (M)} = F_T * D$$

$$F_T = (3,8 + 3,14 + 0,84)Kg = 7,78 Kg$$

$$M = 7,78 \text{ Kg} * 35,12 \text{ cm}$$

$$M = 273,5 \text{ Kg.cm}$$

$$M = 2.735 \text{ Kg.m}$$

El momento final calculado del sistema es de 2, 735 Kg. m, provocando así una aceleración angular en el sistema de rehabilitación cuya velocidad angular de la relación de transmisión existente en el mecanismo es de 3.2 RPM en la corona.



Figura 2-4: Estructura del prototipo mecánico final
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

4.3 Diseño final – SolidWorks:

El prototipo diseñado, fue validado aplicando la simulación SolidWorks Von Mises Stress, en la cual se muestra la poca ductilidad de los materiales con los cuales fue diseñado el prototipo, permitiendo establecer en este software el límite de tensión de la ruptura, en el que, al aplicar un esfuerzo de 540 MPa, no sobrepasó el límite máximo de fluencia del material, garantizando la seguridad y el diseño del prototipo, utilizando un factor de seguridad de 1.4.

Los planos del diseño en SolidWorks se muestran en el Anexo F.



Figura 3-4: Diseño Prototipo mecánico final
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

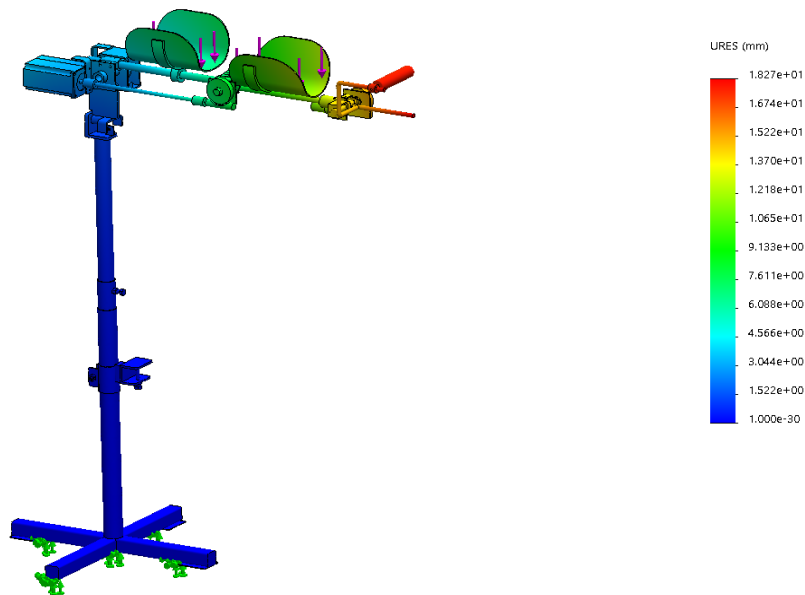


Figura 4-4: Análisis de material – Von Misses
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Análisis del material que conforma el prototipo mediante la simulación en el software SolidWorks, utilizando los criterios de tensión- deformación del material, por medio de la tensión de Von Misses.

4.4 Programación – interfaz HMI:

La programación en el software Python fue diseñada acorde los ejercicios necesarios para la rehabilitación de las extremidades superiores, causadas por diversas patologías neurológicas, por ello la interfaz del programa permite seleccionar el tipo de ejercicios en base a las áreas a ejercitarse, las cuales pueden ser; la muñeca, el codo y el brazo.

Los botones iniciales que fueron programados constan de los botones de atrás el cual da paso a la interfaz inicial, el paro que permite poner fin al ejercicio ejecutado ese momento y la posición inicial que permite volver a la posición de inicio del dispositivo.

La interfaz del usuario consta con un botón el mismo que permite seleccionar la extremidad superior a ejercitarse si se trata del brazo izquierdo, así como del brazo derecho.

Posteriormente se programó el tipo de ejercicio a realizar estableciendo 4 tipos de ejercicios para la articulación de la muñeca, (flexión, extensión, aducción, abducción), para la articulación del codo 2 ejercicios (flexión, extensión) y para la articulación del hombro 1 (flexión)

Los niveles de ejecución de los ejercicios de rehabilitación están determinados en base a las velocidades de la programación de los servomotores, con 3 velocidades distintas, acorde los requerimientos del paciente.



Figura 5-4: Representación gráfica de la Interfaz HMI
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

4.5 Pruebas de funcionalidad – Validación del prototipo

Las pruebas de funcionalidad ejecutadas fueron realizadas en el centro médico de fisioterapia CORPUS de la ciudad de Ambato, en el cual al momento de ejecutar los movimientos se comprobó la simulación en la interfaz del usuario y la realización de los ejercicios en tiempo real.



Figura 6-4: Pruebas de funcionalidad ejercicio hombro
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

La validación médica del dispositivo estuvo basada en base al protocolo de rehabilitación de las extremidades superiores, siendo avalado por el Lic. Carlos Peñaherrera, gerente del centro médico.

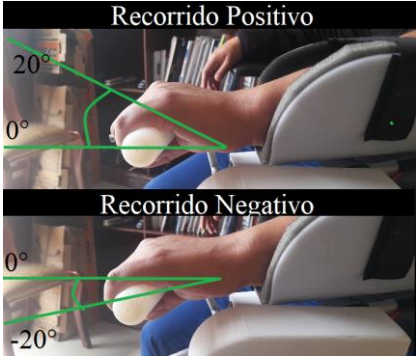

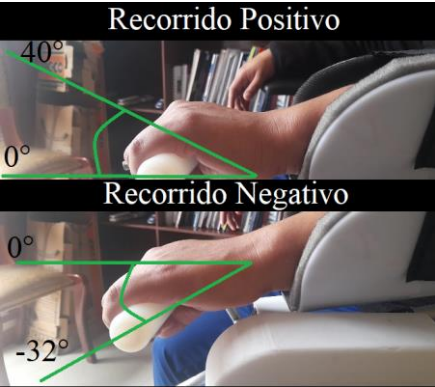
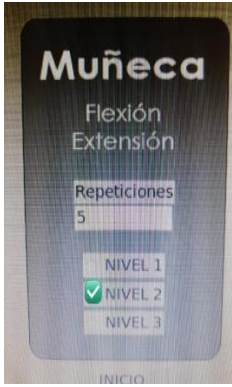
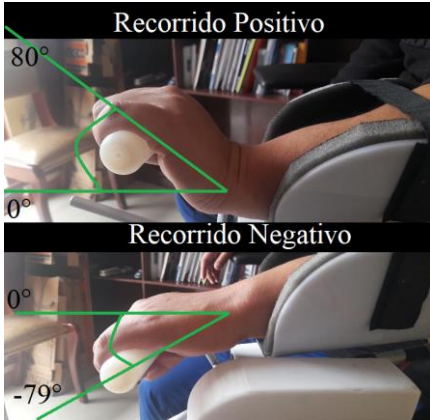



Figura 7-4: Socialización del prototipo en el centro físico Corpus
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

4.6 Tipos de ejercicios obtenidos con del sistema inteligente

A continuación, se enumera los diferentes ejercicios con sus respectivos niveles, ángulos y velocidades generados por los movimientos.

Tabla 2-4: Ejercicio programados para rehabilitación en la muñeca (flexión –extensión).

TIPO DE EJERCICIO		
MUÑECA (FLEXIÓN –EXTENSIÓN)		
<p>NIVEL 1</p> <p>Ángulos Desplazados: -20° a 20°</p> <p>Velocidad: 40%</p>		
<p>NIVEL 2</p> <p>Ángulos Desplazados: -32° a 40°</p> <p>Velocidad: 60%</p>		
<p>NIVEL 3</p> <p>Ángulos Desplazados: -32° a 80°</p> <p>Velocidad: 80%</p>		

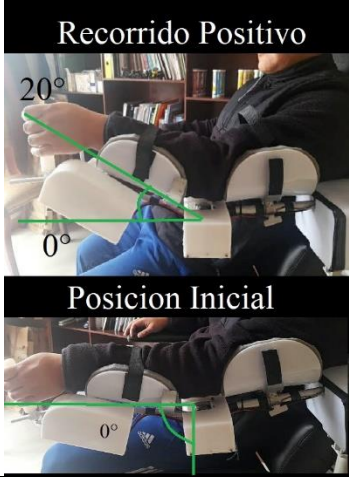

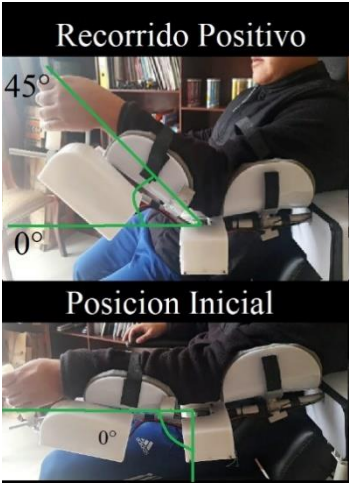
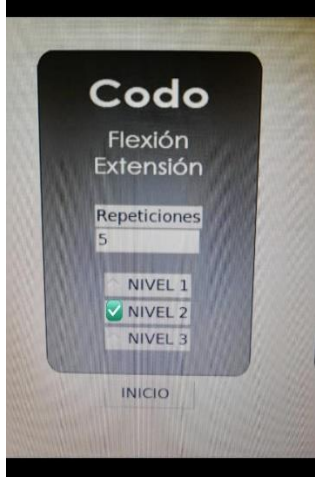
Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

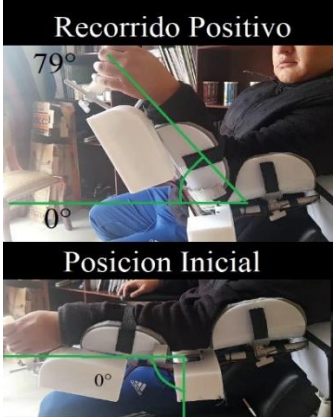

Tabla 3-4: Ejercicio programados para rehabilitación en la muñeca (abducción- aducción).

TIPO DE EJERCICIO		
MUÑECA (ABDUCCIÓN- ADUCCIÓN)		
<p>NIVEL 1</p> <p>Ángulos Desplazado: -5° a 20°</p> <p>Velocidad: 40%</p>		
<p>NIVEL 2</p> <p>Ángulos Desplazados: -15° a 40°</p> <p>Velocidad: 60%</p>		
<p>NIVEL 3</p> <p>Ángulos Desplazados: -35° a 75°</p> <p>Velocidad: 80%</p>		

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

Tabla 4-4: Ejercicio programados para rehabilitación en el codo (flexión –extensión).

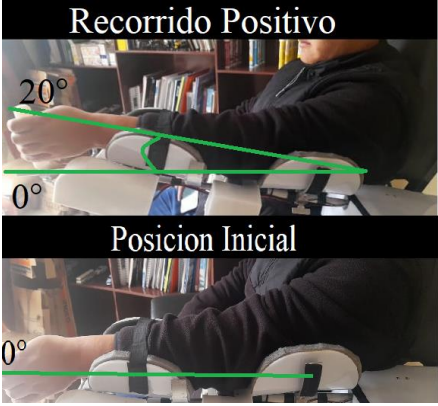
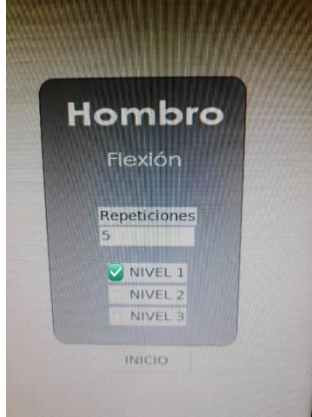
TIPO DE EJERCICIO		
CODO (FLEXION EXTENCION)		
<p>NIVEL 1</p> <p>Ángulos Desplazados: -0° a 20°</p> <p>Velocidad: 40%</p>		
<p>NIVEL 2</p> <p>Ángulos Desplazados: 0° a 20°</p> <p>Velocidad: 40%</p>		

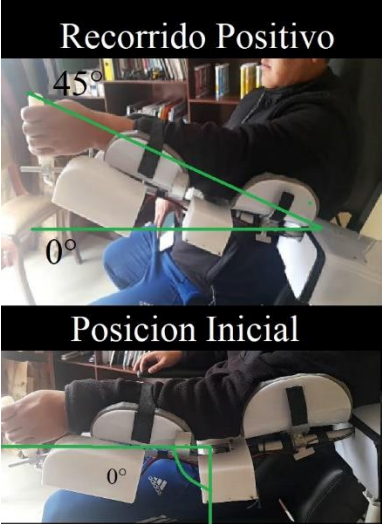
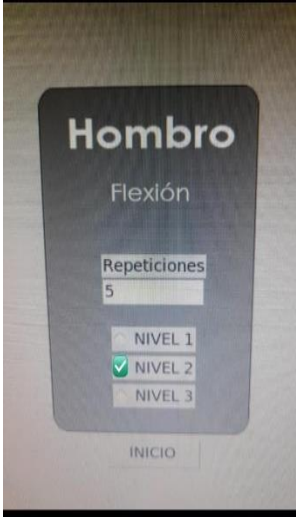
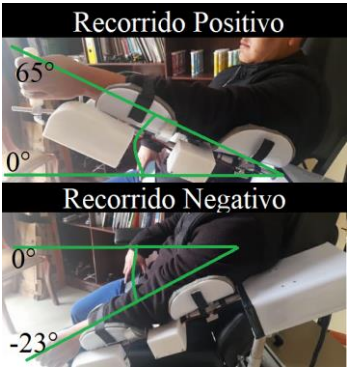

<p>NIVEL 3</p> <p>Ángulos Desplazados: 0° a 45°</p> <p>Velocidad: 60%</p>		
--	---	---

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

La presenta tabla 5-4 representa los ejercicios realizador por el prototipo de rehabilitación, el mismo que desarrollo de una manera eficiente los ejercicios en los tres niveles

Tabla 5-4: Ejercicio programados para rehabilitación en el hombro (flexión).

TIPO DE EJERCICIO		
HOMBRO (FLEXION EXTENCION)		
<p>NIVEL 1</p> <p>Ángulos Desplazados: -23° a 65°</p> <p>Velocidad: 80%</p>		
<p>NIVEL 2</p> <p>Ángulos Desplazados: -23° a 65°</p> <p>Velocidad: 80%</p>		

		
<p>NIVEL 3 Ángulos Desplazados -23° a 65°</p> <p>Velocidad: 80%</p>		

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

4.7 Número de pasos por cada nivel

En cada nivel los números de pasos varia ya que los niveles contienen diferentes ángulos positivos y negativos, siendo estos un ciclo, en donde los pasos que recorre cumplen de manera satisfactoria las actividades en el sistema inteligente de rehabilitación, en la tabla 6-4 indica los ángulos desplazados, los pasos realizados por el motor y la cantidad de dientes que recorre en el piñón.

Tabla 6-4: Número de pasos por cada nivel en los diferentes ángulos.

Niveles	Muñeca Flexión - Extensión			Muñeca Abducción - Aducción		
	Ángulos	Pasos	Dientes Piñón	Ángulos	Pasos	Dientes Piñón
1	-20° a 20°	40	8	-5° a 20°	25	5
2	-32° a 40°	72	14	-15° a 40°	55	11
3	-79 a 80	159	30	-35 a 75	110	21
Codo Flexión - Extensión						
Niveles	Ángulos	Pasos	Dientes Piñón			
1	0° a 20°	20	4			
2	0° a 40°	40	8			

3	0° a 75°	75	15
Hombro Flexión			
Niveles	Ángulos	Pasos	Dientes Piñón
1	0° a 20°	20	4
2	0° a 40°	40	8
3	-35° a 65°	100	19

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

4.8 Tiempos de recorrido por cada nivel.

La adquisición de los tiempos en las actividades de rehabilitación varía en base a la velocidad, la cual está valorada de manera porcentual, permitiendo ser más exactos en la toma de tiempos.

Tabla 7-4: Tiempos de los niveles a distintas velocidades por ciclo.

	Niveles	Ángulos	Velocidad %	Tiempos/ ciclo (seg)	Tiempo para 10 ciclos (seg)	Tiempo para 10 ciclos (min)
Muñeca (Flexión-Extensión)	1	-20° a 20°	40%	2	20	0,33
	2	-32° a 40°	60%	4	40	0,67
	3	-79° a 80°	80%	6	60	1,00
Muñeca (Abducción-Aducción)	1	-5° a 20°	40%	2	20	0,33
	2	-15° a 40°	60%	4	40	0,67
	3	-35° a 75°	80%	6	60	1,00
Codo (Flexión - Extensión)	Niveles	Ángulos	Velocidad %	Tiempos (seg)	Tiempo para 10 ciclos (seg)	Tiempo para 10 ciclos (min)
	1	0° a 20°	10%	45	450	8
	2	0° a 45°	25%	35	350	6
	3	0° a 75°	50%	30	300	5
Hombro (Flexión)	1	0° a 20°	10%	38	380	6
	2	0° a 45°	25%	31	310	5
	3	-23° a 65°	50%	26	260	4

Realizado por: Arteaga David, Garcés Dennis, 2021

CONCLUSIONES

- La determinación de los requerimientos para protocolos específicos en el proceso de rehabilitación de los miembros superiores estuvo basada en el protocolo de rehabilitación de las extremidades superiores desarrollado en base a la revisión bibliográfica realizada, la cual se enfoca en todos los movimientos adecuados para el proceso de rehabilitación en referencia a una patología que involucra las extremidades superiores.
- Se empleó como herramienta CAD para la generación de un modelo original, el diseño del prototipo en el software de diseño SolidWorks, considerando un factor de seguridad de 1.4, la simulación con la herramienta SolidWorks Von Mises Stress, en la cual se muestra la poca ductilidad de los materiales con los cuales fue diseñado el prototipo, permitiendo establecer en este software el límite de tensión de la ruptura, en el que, al aplicar un esfuerzo de 540 MPa, no sobrepasó el límite máximo de fluencia del material, garantizando la seguridad y el diseño del prototipo.
- La selección del hardware se basó acorde los requerimientos de diseño para la construcción del prototipo mientras que el software adecuados para la implementación de un sistema de control fue desarrollado en la plataforma Python, además el prototipo cuenta con la interfaz HMI para manipulación del equipo, por parte del usuario, en el cual se muestra los niveles para la rehabilitación del prototipo así como los diferentes tipos de ejercicios que el paciente puede realizar acorde las necesidades propias de rehabilitación.
- La validación del equipo mediante pruebas de funcionamiento, fue realizado en el centro médico de fisioterapia CORPUS de la ciudad de Ambato con la comprobación del dispositivo, en el cual al momento de ejecutar los movimientos se comprobó la simulación en la interfaz del usuario y la realización de los ejercicios en tiempo real, así como una validación ingenieril en el diseño, automatización y ergonomía del prototipo, cumpliendo con todas las especificaciones requeridas en base al protocolo de rehabilitación .
- La implementación del equipo de asistencia al proceso de rehabilitación de miembros superiores, fue realizada considerando el punto de vista médico así como las consideraciones de diseño, este fue donado a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo al laboratorio del grupo de investigación AUTOPRO, como parte del desarrollo de nuevos dispositivos que contribuyan al desarrollo académico y a la ayuda de la vinculación de la academia con la sociedad, haciéndolo un dispositivo funcional y de gran ayuda a la sociedad.

- En las pruebas realizadas para el correcto funcionamiento del sistema inteligente de rehabilitación, obtuvimos varios valores porcentuales para los ángulos positivos con carga, dando un error del 9.63% y para los sin carga un error del 4%, mientras que para los valores de porcentaje de error en los ángulos negativos con carga es 0.94% y para los sin carga un porcentaje del 1.42%, respectivamente, donde se muestra porcentajes admisibles en cada repetición de los distintos grados de libertad en los diferentes niveles, y así obtuvimos resultados numéricos y gráficos de comparación para una validez y aceptación adecuada del prototipo. Se refleja un porcentaje mínimo de error para los ángulos negativos (sin carga - con carga), sobre todo en el grado de libertad correspondiente al codo, debido a que no es factible movimientos de recuperación menores a cero grados, y que también el sistema inteligente de rehabilitación no permite ese margen de error ya que no se realiza movimientos inadecuados para la rehabilitación.

RECOMENDACIONES:

- Los requerimientos del protocolo en el proceso de rehabilitación de miembros superiores, es preciso una evaluación anual en base al desarrollo de nuevas tecnologías existentes en el mercado.
- Se sugiere la simulación de cada una de las partes que conforman la estructura externa del prototipo, utilizando otro software de simulación.
- La selección de los componentes que conforman el sistema fue considerada en base a los costos que se maneja en el mercado nacional, razón por la cual con la finalidad de reducir costos se recomienda importarlos desde el exterior para hacer más accesible la adquisición del mismo.
- La validación del equipo mediante pruebas de funcionamiento fue realizadas a individuos de la ciudad de Ambato razón por la cual recomendamos realizarlo con personas de otras localidades del país.

GLOSARIO:

Abducción y aducción: El movimiento de abducción se rota alrededor del eje radial del humero hacia afuera mientras que en la aducción se rota hacia adentro. (Prentice 2001, p. 15)

Flexión y extensión: En el movimiento de flexión se rota hacia adelante alrededor del eje radial del húmero mientras que en la extensión se rota hacia atrás (Barrera, 2013, p. 20)

Mecanismo Biela – Manivela: El mecanismo biela -manivela está constituido por una parte giratoria (manivela) y por una guía rectilínea (generalmente el cilindro) unidas mediante una biela; en los motores de combustión interna con varios cilindros, las manivelas están situadas sobre un solo cigüeñal. La guía rectilínea sirve para equilibrar los esfuerzos laterales que se crean a causa de la diferente dirección de la fuerza que actúa sobre el pistón (que es vertical dirigida hacia abajo) y las reacciones de la biela, orientadas según la recta que une la muñequilla con el bulón del pistón (son verticales, por tanto, sólo en correspondencia con los puntos muertos). (Yunus A. Çengel y Michael A. Boles- 2011, p. 616)

Mecanismo de transmisión circular: Este tipo de mecanismos se utiliza para comunicar el movimiento de rotación entre dos ejes. El elemento que proporciona el movimiento se llama conductor y el que lo recibe se llama conducido. Estos mecanismos también pueden modificar la fuerza y la velocidad del movimiento. (Yunus A. Çengel y Michael A. Boles- 2011, p. 616)

Principios de tratamiento: En la elección del tratamiento depende, además del tipo de fractura, de la edad y las necesidades específicas de cada paciente. Para una fractura articular que afecta a un paciente joven, lo principal es la restitución *ad integrum* de las relaciones anatómicas. En el caso de un paciente de edad avanzada, el objetivo es obtener un hombro no doloroso y funcional, con lo que se previene la aparición de un hombro congelado. (Quesnot y Chanussot 2010, p. 16)

Proceso de rehabilitación: El proceso de rehabilitación empieza inmediatamente después de la lesión. Los primeros auxilios y las técnicas de tratamiento iniciales tienen un impacto considerable en el transcurso y el resultado final del proceso de rehabilitación. (Prentice 2001, p. 15)

BIBLIOGRAFÍA

ABREU, J.L. El Método de la Investigación. 2014. *ISSN*, pp. 10.

ALTAMIRANO HERNÁNDEZ, V.E., Aplicaciones y utilidades de los motores brushless. Caso práctico: implementación de un brazo robótico controlado mediante el PC. 2015 En: Accepted: 2017-07-19T16:04:33Z [en línea], [Consulta: 17 diciembre 2021]. Recuperado de: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/6882>.

ARIAS, F., *El proyecto de investigación (Introducción a la metodología científica)*. 2012 6. S.l.: Episteme. ISBN 980-07-8529-9.

CARVAJAL MAYORGA, L.P. y RICAURTE MANRIQUE, D.J., Diseño y Montaje de un Módulo con PLC y Pantalla Táctil, para el Control de Nivel de Fluidos para el Laboratorio de Control Industrial de la Facultad de Mecánica. 2014 En: Accepted: 2014-01-31T20:30:09Z [en línea], [Consulta: 14 diciembre 2021]. Recuperado de <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/3070>

CEDEÑO ZAMORA y PAREDES CHICAIZA, “*Incidencia de lesiones musculo esqueléticas en tren superior en personal militar*”. 2017 [en línea]. S.l.: s.n. [Consulta: 7 febrero 2021]. Disponible en: <https://repositorio.uta.edu.ec/handle/123456789/25837>.

CERES, R., MAÑANAS, M.A. y AZORÍN, J.M., Interfaces y Sistemas en Rehabilitación y Compensación Funcional para la Autonomía Personal y la Terapia Clínica. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática industrial*. 2011 [en línea], vol. 8, no. 2, pp. 5-15. [Consulta: 7 febrero 2021]. ISSN 1697-7920. DOI 10.1016/S1697-7912(11)70021-8. Recuperado de <https://polipapers.upv.es/index.php/RIAI/article/view/8576>.

CONSEJERÍA DE SANIDAD, PROTOCOLO DE REHABILITACION EN UNIDADES DE ICTUS. 2018. S.l.: s.n.

CONSTITUCIÓN POLÍTICA DE LA REPÚBLICA DEL ECUADOR, *Constitución Política de la República del Ecuador*. 2008. S.l.: s.n. SECCIÓN III: FORMAS DE TRABAJO Y SU RETRIBUCIÓN. Montecristi : Grafikos, 2008.

DESTARAC EGUIZABAL, M.A., *Modelado músculo-esquelético del miembro superior y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de rehabilitación de hombro*. 2018 [en línea].

phd. S.l.: E.T.S.I. Industriales (UPM). [Consulta: 7 febrero 2021]. Recuperado de <http://oa.upm.es/50231/>.

GUZMÁN, D.E. y LONDOÑO, J., Rehabilitación de miembro superior con ambientes virtuales: revisión. *Revista mexicana de ingeniería biomédica* [en línea], 2016, vol. 37, no. 3, pp. 271-285. [Consulta: 26 octubre 2021]. ISSN 0188-9532. DOI 10.17488/rmib.37.3.8. Recuperado de http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0188-95322016000300271&lng=es&nrm=iso&tlng=es.

HIDALGO GUACHO, *Diseño e implementación de un sistema de adquisición de señales biométricas mediante mensajes SMS* [en línea]. 2015, S.l.: Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. [Consulta: 7 febrero 2021]. Recuperado de: <http://dspace.espoch.edu.ec/handle/123456789/3790>.

IESS, *Normativa de Seguridad y Salud en el Trabajo*. 2016. S.l.: s.n.

JUNTA DE CASTILLA Y LEÓN, *Programa de atención y fisioterapia*. 2013 S.l.: s.n.

LÓPEZ, P.L., POBLACIÓN MUESTRA Y MUESTREO. 2004 *Punto Cero*, vol. 09, no. 08, pp. 69-74. ISSN 1815-0276.

LUGO-VILLEDA, A., *Diseño robótico de un exoesqueleto pediátrico para miembro superior basado en criterios clínicos y antropomórficos para análisis de movimiento y rehabilitación*. 2013 S.l.: s.n.

LUIS DEL VALLE HERNANDEZ, ESP8266 todo lo que necesitas saber del módulo WiFi para Arduino. *Programarfacil.com* [en línea] 2018. [Consulta: 5 julio 2021]. Recuperado de <https://programarfacil.com/podcast/esp8266-wifi-coste-arduino/>.

MACAO CAMPOVERDE, C.I. y NACIPUCHA NACIPUCHA, J.M., *Diseño e implementación de un prototipo de exoesqueleto destinado a la rehabilitación de codo* [en línea] 2016. S.l.: s.n. [Consulta: 7 febrero 2021]. Recuperado de <http://dspace.ucuenca.edu.ec/handle/123456789/25820>.

MACAS CARRASCO, M.A. y JÁCOME QUINTANILLA, A.E., *Análisis Comparativo de Bibliotecas Multiplataforma para el Desarrollo de Aplicaciones de Escritorio Aplicado a la Escuela de Diseño Gráfico*. [en línea]. 2012. S.l.: s.n. [Consulta: 17 diciembre 2021]. Recuperado de <http://dspace.espoch.edu.ec/handle/123456789/1520>.

MÁRQUEZ, A. y EINAR, A., *Diseño de un exoesqueleto de potencia de cintura escapular a antebrazo para la ampliación de capacidad de carga con miembro superior en personas sanas.* [en línea]. 2017 S.l.: s.n. [Consulta: 7 febrero 2021]. Recuperado de: <http://tesis.ipn.mx:8080/xmlui/handle/123456789/23798>.

MEJÍA FERNÁNDEZ, *Diseño y construcción de un prototipo de rehabilitación para codo y muñeca* [en línea]. S.l.: Quito, 2019. [Consulta: 7 febrero 2021]. Recuperado de <http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/20109>.

MIRANDA VIEJÓ, S.B., *Diseño de un sistema de control y alerta de grado alcohólico en personas con problemas de adicción.* [en línea]. Thesis. S.l.: Universidad de Guayaquil. Facultad de Ingeniería Industrial. Carrera de Ingeniería en Teleinformática. 2019 [Consulta: 14 diciembre 2021]. Recuperado de <http://repositorio.ug.edu.ec/handle/redug/46730>.

MOYA CÁCERES, P.G. y VÁSQUEZ GABELA, S.C., *Diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca.* En: Accepted: 2014-06-24T20:02:07Z [en línea], 2014 [Consulta: 6 febrero 2021]. Recuperado de: <http://repositorio.espe.edu.ec/jspui/handle/21000/8564>.

MURI, F., CARBAJAL, C., PÉREZ, E., FERNÁNDEZ, H., ECHENIQUE, A.M. y LÓPEZ, N., *Diseño de un sistema de rehabilitación para miembro superior en entorno de realidad virtual.* *Revista Ingeniería Biomédica* [en línea], 2013. vol. 7, no. 14, pp. 81-89. [Consulta: 6 febrero 2021]. ISSN 1909-9991. Recuperado de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=5785553>.

MURIE-FERNÁNDEZ, M., IRIMIA, P., MARTÍNEZ-VILA, E., JOHN MEYER, M. y TEASELL, R., *Neuro-rehabilitation after stroke.* *Neurología (English Edition)* [en línea], 2010 vol. 25, no. 3, pp. 189-196. [Consulta: 6 febrero 2021]. ISSN 2173-5808. DOI 10.1016/S2173-5808(10)70036-5 Recuperado de <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2173580810700365>.

ORTIZ RODRÍGUEZ, C.J. y PADILLA GARCÍA, C.F., *Sistema servo-mecánico para la rehabilitación de codo y muñeca* [en línea]. 2019 S.l.: s.n. [Consulta: 7 febrero 2021]. Recuperado de <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/17384>.

PÉREZ NARANJO, J.C. y VILLARRUEL GARCÉS, J.A., *Diseño e implementación de los sistemas de iluminación y de realidad aumentada, para seis dioramas del Museo de Historia*

Natural "Gustavo Orcés V." [en línea]. S.l.: Quito, 2018. [Consulta: 17 diciembre 2021]. Recuperado de: <http://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/19141>.

PRENTICE, W.E., *TÉCNICAS DE REHABILITACIÓN EN MEDICINA DEPORTIVA*. 2001 S.l.: Editorial Paidotribo. ISBN 978-84-8019-324-5.

PUENTE TISCAMA, *Diseño de una máquina para rehabilitar muñeca y antebrazo* [en línea]. 2017 S.l.: CIENCIAS DE LA INGENIERÍA E INDUSTRIAS FACULTAD: INGENIERÍA MECATRÓNICA. [Consulta: 7 febrero 2021]. Recuperado de: <http://repositorio.ute.edu.ec/xmlui/handle/123456789/14674>.

QUESNOT, A. y CHANUSSOT, J.C., *Rehabilitación Del Miembro Superior*. 2010 S.l.: Ed. Médica Panamericana. ISBN 978-84-9835-226-9.

STAUGAARD-JONES, JO ANN, *Anatomía del Ejercicio y el Movimiento* [en línea]. 2014 S.l.: Paidotribo. Disponible en: <http://www.herrerobooks.com/pdf/pai/9788499104515.pdf>.

TAPIA AYALA, C.H. y MANZANO YUPA, H.M., Evaluación de la plataforma arduino e implementación de un sistema de control de posición horizontal. 2013 En: Accepted: 2014-01-02T17:37:18Z [en línea], [Consulta: 16 diciembre 2021]. Recuperado de <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/5522>.

TOAPANTA CUNALATA, Diseño e implementación de un laboratorio de modelado y diseño mecánico asistido por computadora mediante software cad 3d-2d y solidworks en la Universidad Técnica de Cotopaxi sede La Maná cantón la Maná provincia de Cotopaxi, año 2013. En: Accepted: 2016-12-01T17:20:20Z [en línea] 2015, [Consulta: 7 febrero 2021]. Recuperado de <http://repositorio.utc.edu.ec/handle/27000/3411>.

ULLOA LÓPEZ, H.E. y RODRÍGUEZ GONZÁLEZ, T.E., 2013. *Análisis y estudio de los Sensores aplicados a la Mecatrónica para prácticas en el laboratorio de Electrónica Control y Automatismos utilizando el Módulo de entrenamiento NI-QNET-015* [en línea]. S.l.: s.n. [Consulta: 17 diciembre 2021]. Recuperado de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/handle/3317/240>.

YUILL, S. y HALPIN, H., *Python*. 2006. S.l.: s.n.

YUNUS A. ÇENGEL Y MICHAEL A. BOLES-, *Termodinámica, 7ma Edición* [en línea]. 2011 Séptima. México: s.n. [Consulta: 19 mayo 2021]. ISBN 978-607-15-0743-3. Recuperado de

https://www.academia.edu/35703679/Termodin%C3%A1mica_6ta_Edici%C3%B3n_Yunus_A_%C3%87engel_y_Michael_A_Boles_FREELIBROS_ORG_pdf.

¡Error! Referencia de hipervínculo no válida.

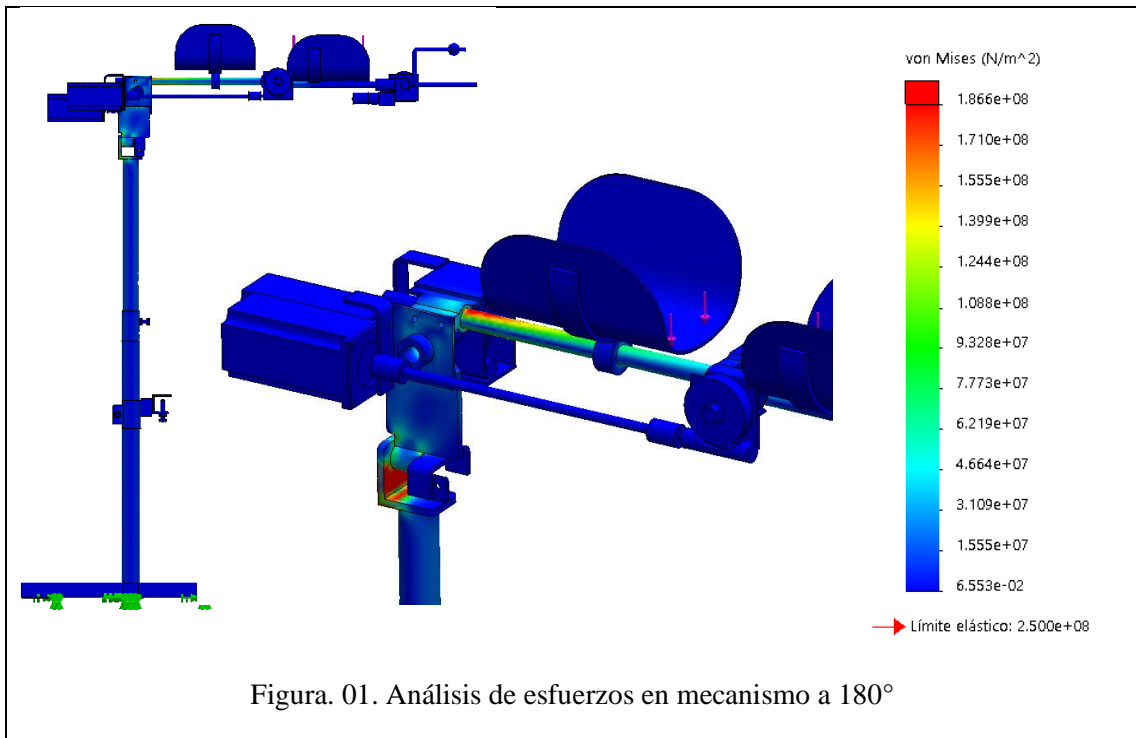
ANEXOS

ANEXO A: GALERÍA GRÁFICA- DISEÑO DEL PROTOTIPO





ANEXO B: ANÁLISIS DE ESFUERZOS ESTÁTICOS MÁQUINA DE REHABILITACIÓN 180°



Análisis de esfuerzos máximo estático

Según el presente estudio se verifica el esfuerzo mayor producido con un valor de 180 MPa, que no sobrepasa el límite máximo de fluencia del material.

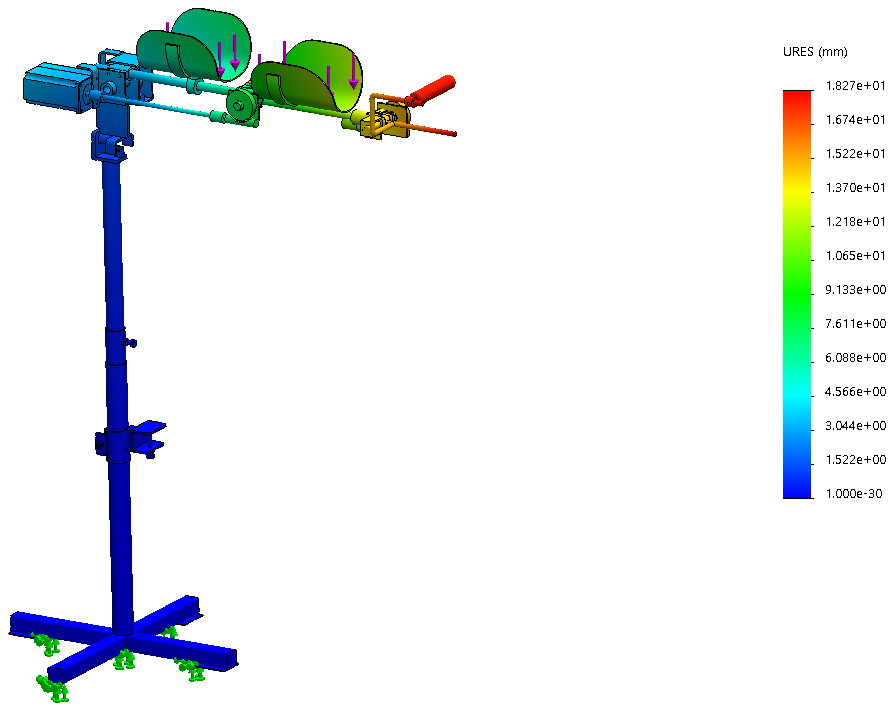
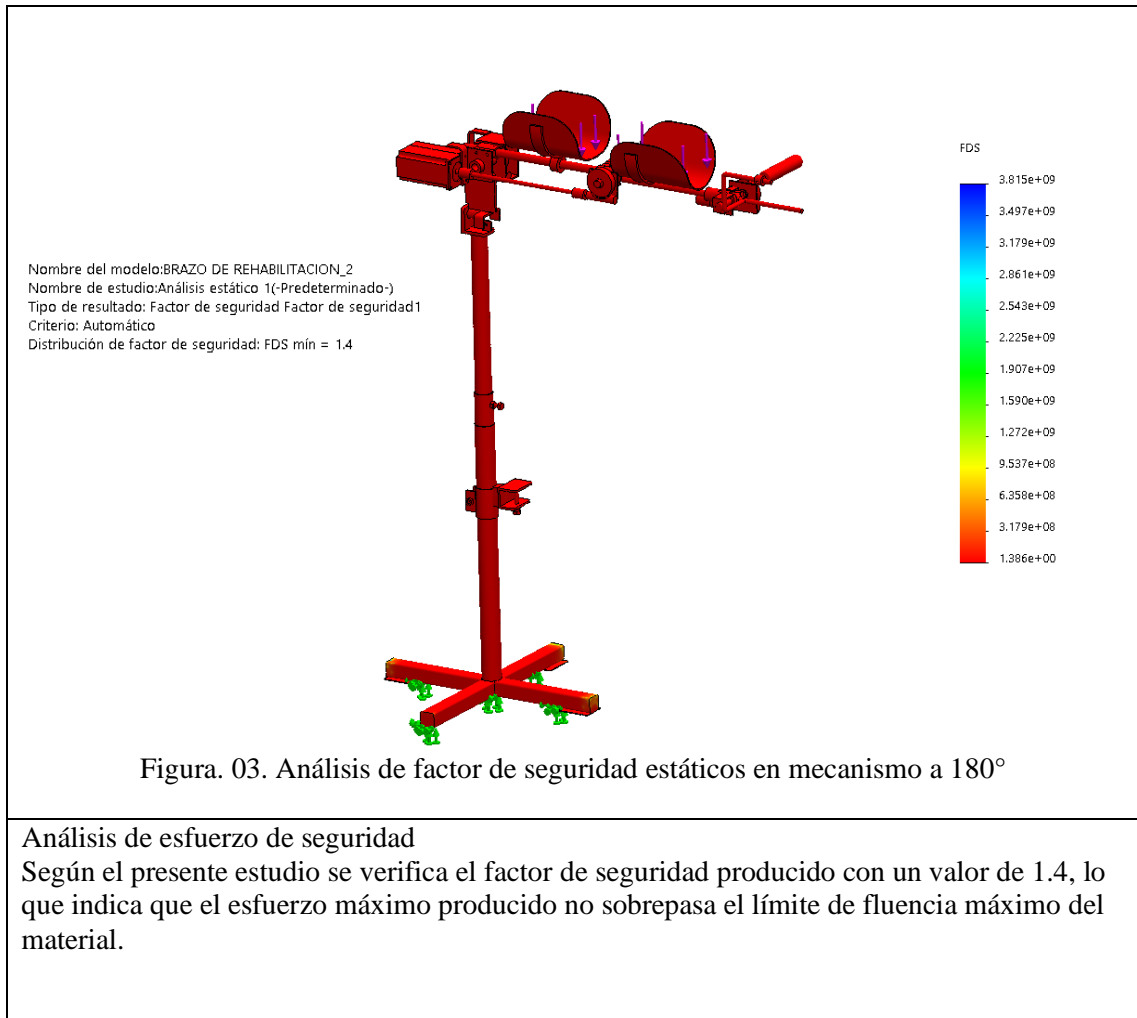


Figura. 02. Análisis de desplazamiento estáticos en mecanismo a 180°

Análisis de desplazamiento estático

Según el presente estudio se verifica el desplazamiento máximo producido con un valor de 1.8mm, que es un valor no significativo.



**ANEXO C: ANÁLISIS DE ESFUERZOS ESTÁTICOS MÁQUINA DE REHABILITACIÓN
80°**

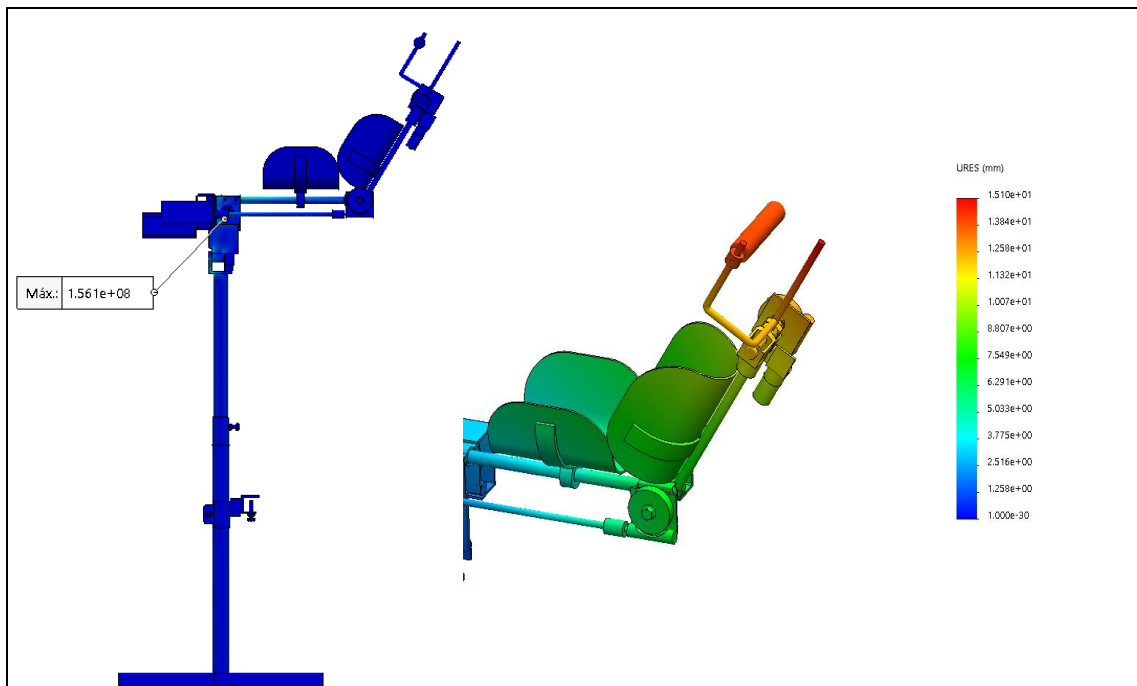


Figura. 04. Análisis de esfuerzos en mecanismo a 60°

Análisis de esfuerzos máximo estático

Según el presente estudio se verifica el esfuerzo mayor producido con un valor de 156 MPa, que no sobrepasa el límite máximo de fluencia del material.

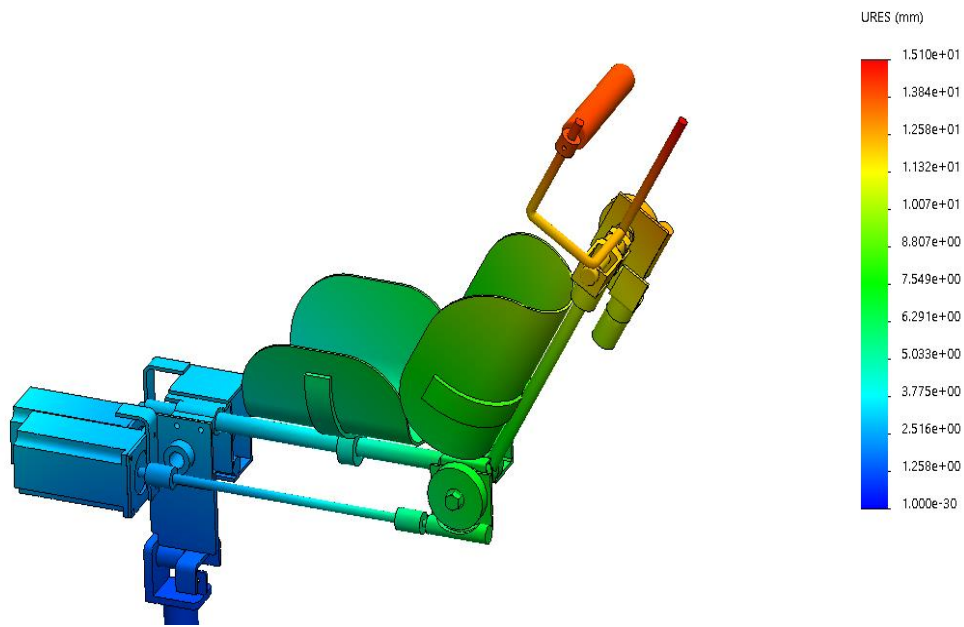


Figura. 05. Análisis de desplazamiento estáticos en mecanismo a 60°

Análisis de desplazamiento estático

Según el presente estudio se verifica el desplazamiento máximo producido con un valor de 1.5 mm, que es un valor no significativo.

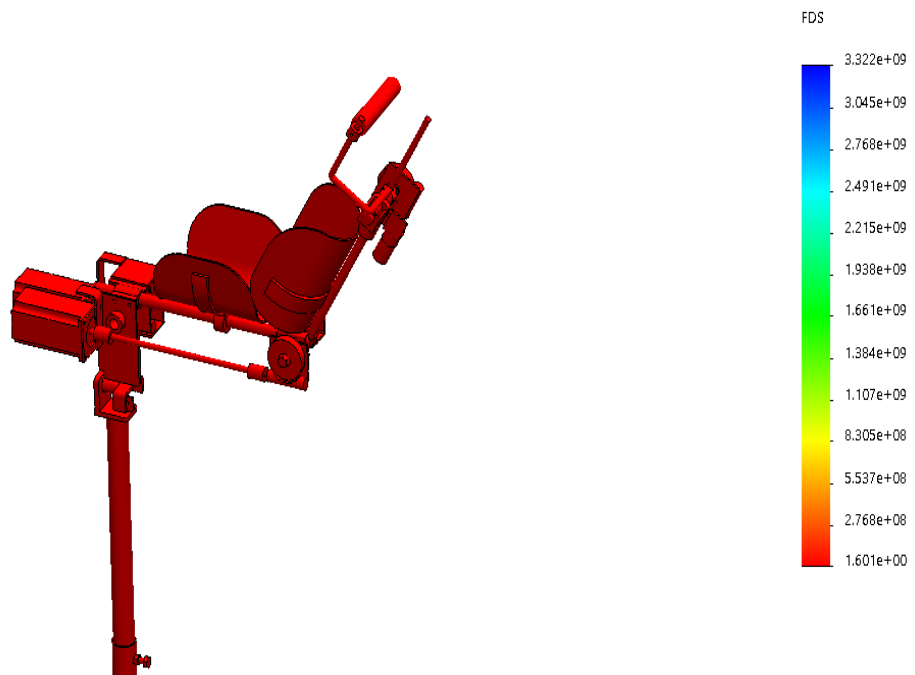


Figura. 06. Análisis de desplazamiento estáticos en mecanismo a 60°

Análisis de esfuerzo de seguridad.

Según el presente estudio se verifica el factor de seguridad producido con un valor de 1.6, lo que indica que el esfuerzo máximo producido no sobrepasa el límite de fluencia máximo del material.

ANEXO D: ALGORITMO UTILIZADO- SISTEMA DE REHABILITACIÓN

```
from tkinter import *
from tkinter.ttk import *
from PIL import Image, ImageTk
from tkinter import messagebox
import serial

var=None
nivel=None
rep = None
class Ventana_2(Toplevel):

    def send(self):
        ser.write(b"2,1\n")
        print('hombro')

    def send1(self):
        global nivel
        global rep1

        print('inicio 1')

        trama=str(nivel.get()+","+str(rep1.get())+"\n")
        print(trama)
        ser.write(trama.encode())
        #nivel=0
        #rep1=0

    def send2(self):
        global nivel
        global rep2
```

```
print('inicio 2')
```

```
trama=str(nivel.get()+","+str(rep2.get()))+"\n"
```

```
print(trama)
```

```
ser.write(trama.encode())
```

```
#nivel=0
```

```
#rep2=0
```

```
def send3(self):
```

```
    global nivel
```

```
    global rep3
```

```
print('inicio 3')
```

```
trama=str(nivel.get()+","+str(rep3.get()))+"\n"
```

```
print(trama)
```

```
ser.write(trama.encode())
```

```
#nivel=0
```

```
#rep3=0
```

```
def send4(self):
```

```
    global nivel
```

```
    global rep4
```

```
print('inicio 4')
```

```
trama=str(nivel.get()+","+str(rep4.get()))+"\n"
```

```
print(trama)
```

```
ser.write(trama.encode())
```

```
#nivel=0
```

```
#rep4=0
```

```
def paro(self):
    ser.write(b"s\n")
    print('paro')

def cero(self):
    ser.write(b"0\n")
    print('cero')

def close_windows(self):
    self.destroy()
    ser.write(b"s\n")

def __init__(self, master = None):
    global nivel
    global rep1
    global rep2
    global rep3
    global rep4

    rep1 = IntVar()
    rep2 = IntVar()
    rep3 = IntVar()
    rep4 = IntVar()
    nivel = IntVar()

    ser.write(b"s\n")

    super().__init__(master = master)
    self.title("Seleccion de Rehabilitacion")
    self.geometry("1200x700")
```

```

img1=Image.open("/home/pi/Documents/fondo2.jpg")
img1_r=img1.resize((1050,700))
test1 = ImageTk.PhotoImage(img1_r)
fnd1 = Label(self,image=test1)
fnd1.image = test1
fnd1.place(x=0, y=0)

#   btn_1 = Button(self, text="1"
#               ,command = self.send)
#   btn_1.place(x=380, y=50)
#   btn_2 = Button(self, text="2")
#   btn_2.place(x=480, y=50)
#   btn_3 = Button(self, text="3")
#   btn_3.place(x=580, y=50)
#*****#

#MUñECA ABDUCCION

rad1 = Radiobutton(self,text='NIVEL 1'
                   , variable=nivel, value=10)
rad1.place(x=147, y=480)
rad2 = Radiobutton(self,text='NIVEL 2'
                   , value=11,variable=nivel)
rad2.place(x=147, y=505)
rad3 = Radiobutton(self,text='NIVEL 3'
                   , value=12,variable=nivel)
rad3.place(x=147, y=530)
txt_1 = Entry(self,textvariable=rep1,width=10)
txt_1.place(x=140, y=440)
label = Label(self,text='Repeticiones')
label.place(x=140, y=420)
btn_ini1 = Button(self, text="INICIO"
                  ,command = self.send1)

```

```
btn_ini1.place(x=140, y=580)

#*****#

#MUÑECA FLEXION

rad4 = Radiobutton(self,text='NIVEL 1'
                    , value=7,variable=nivel)
rad4.place(x=362, y=480)

rad5 = Radiobutton(self,text='NIVEL 2'
                    , value=8,variable=nivel)
rad5.place(x=362, y=505)

rad6 = Radiobutton(self,text='NIVEL 3'
                    , value=9,variable=nivel)
rad6.place(x=362, y=530)

txt_2 = Entry(self,textvariable=rep2,width=10)
txt_2.place(x=355, y=440)

label = Label(self,text='Repeticiones')
label.place(x=355, y=420)

btn_ini2 = Button(self, text="INICIO"
                  ,command = self.send2)

btn_ini2.place(x=355, y=580)

#*****#

#CODO

rad7 = Radiobutton(self,text='NIVEL 1'
                    , value=4,variable=nivel)
rad7.place(x=597, y=480)

rad8 = Radiobutton(self,text='NIVEL 2'
                    , value=5,variable=nivel)
rad8.place(x=597, y=505)

rad9 = Radiobutton(self,text='NIVEL 3'
                    , value=6,variable=nivel)
rad9.place(x=597, y=530)

txt_3 = Entry(self,textvariable=rep3,width=10)
```

```
txt_3.place(x=590, y=440)
label = Label(self,text='Repeticiones')
label.place(x=590, y=420)
btn_ini3 = Button(self, text="INICIO"
                 ,command = self.send3)
btn_ini3.place(x=590, y=580)
#*****#
#HOMBRO
rad10 = Radiobutton(self,text='NIVEL 1'
                   , value=1,variable=nivel)
rad10.place(x=827, y=480)
rad11 = Radiobutton(self,text='NIVEL 2'
                   , value=2,variable=nivel)
rad11.place(x=827, y=505)
rad12 = Radiobutton(self,text='NIVEL 3'
                   , value=3,variable=nivel)
rad12.place(x=827, y=530)
txt_4 = Entry(self,textvariable=rep4,width=10)
txt_4.place(x=820, y=440)
label = Label(self,text='Repeticiones')
label.place(x=820, y=420)
btn_ini4 = Button(self, text="INICIO"
                 ,command = self.send4)
btn_ini4.place(x=820, y=580)
#*****#
rad13 = Radiobutton(self,text='DERECHO',value=21)
rad13.place(x=527, y=125)
rad14 = Radiobutton(self,text='IZQUIERDO',value=20)
rad14.place(x=527, y=150)
btn_return = Button(self, text="ATRAS"
                   ,command = self.close_windows)
```



```

btn_return.place(x=80, y=50)
btn_paro = Button(self, text="PARO"
                  ,command = self.paro)
btn_paro.place(x=880, y=50)
btn_cero = Button(self, text="POSICION INICIAL"
                  ,command = self.cero)
btn_cero.place(x=850, y=100)
#*****#

```

```

def main():
    # Ventana principal
    master = Tk()
    master.geometry("1200x700")
    master.title("Sistema de Rehabilitacion")
    img=Image.open("/home/pi/Documents/fondo1.jpg")
    img_r=img.resize((1050,700))
    test = ImageTk.PhotoImage(img_r)
    label1 = Label(image=test)
    label1.image = test
    label1.place(x=0, y=0)
    btn_inicio = Button(master, text="SIGUIENTE"
                        ,command= lambda: Ventana_2(master))
    btn_inicio.place(x=475, y=600)
    mainloop()
if __name__ == '__main__':
    ser = serial.Serial('/dev/ttyACM0', 9600, timeout=1)
    #ser.flush()

    main()

```

ANEXO E: PROTOCOLO DE REHABILITACIÓN EXTREMIDADES SUPERIORES

	PROTOCOLO DE TRATAMIENTO DE FISIOTERAPIA PARA MANEJO DE FRACTURAS	FECHA DE VIGENCIA 26-10-2021
ESPOCH	REQUERIMIENTOS -PROTOCOLOS	

1. ANTECEDENTES

Definir la metodología para la elaboración de procedimientos.

2. ALCANCE

Aplica para la rehabilitación de las extremidades superiores de personas adultas mayores de edad ecuatorianas .

3. BIBLIOGRAFÍA

Rodríguez Martínez, C., Hernández, M., Antonio, M., López, Á., & Hechavarría, B. (2004). Lesiones traumáticas en los miembros superiores por armas blancas. *Archivo Médico de Camagüey*, 8(5). Retrieved from <http://www.redalyc.org/pdf/2111/211117850005.pdf>

4. DEFINICIONES


Pérdida de la continuidad normal de la sustancia ósea que puede suceder a causa de un golpe, una tracción o una fuerza mayor a la intensidad soportada por el hueso. Este término comprende desde la fractura conminuta, hasta las fracturas del trazo capilar, o incluso al microscopio.

5. DESCRIPCIÓN

Consideraciones antropométricas de los diferentes ángulos que generan las articulaciones del brazo al moverse:

Tabla 1:1 Tablas antropométricas del ángulo de las articulaciones

MOVIMIENTO	ÁNGULO DE MOVILIDAD
Flexión - Extensión del codo	0° a 145°
Flexión - Extensión de la muñeca	-79° a 78°
Abducción – Aducción de la muñeca	-35° a 75°

	PROTOCOLO DE TRATAMIENTO DE FISIOTERAPIA PARA MANEJO DE FRACTURAS	FECHA DE VIGENCIA 26-10-2021
ESPOCH		REQUERIMIENTOS -PROTOCOLOS



ETIOLOGÍA

- **Patológicas** (osteoporosis, tumor o cáncer óseo).
- **Traumáticas** (directo e indirecto).
- **Obstétricas.**
- **Por fatiga de marcha o estrés** (también denominadas espontáneas, son aquellas en que la fuerza es aplicada en forma prolongada e intermitente en el tiempo).



EXPOSICIÓN

- **Cerrada:** si no hay ruptura de piel, o si la punta de la fractura no se comunica con el exterior.
- **Abierta o expuesta:** La piel está perforada ya sea por el hueso o por el golpe al momento de la fractura, en este tipo de fractura el hueso puede o no estar visible.



UBICACIÓN

- **Fractura epifisaria:** ocurre en el tejido óseo esponjoso del extremo articular de un hueso, la epifisis, usualmente lugar de inserción de la cápsula articular y ligamentos estabilizadores de la articulación.
- **Fractura diafisaria:** ocurre en la diáfisis ósea.
- **Fractura metafisaria:** ocurre en la metafisis ósea.

Fractura en tallo verde: recto con el eje del hueso

Fractura en ángulo Fractura en tallo verde: fractura en la cual se rompe un lado del hueso y se encorva solamente

Fractura conminuta: se ve más en los niños. fractura del hueso en tres o más fragmentos.

Fractura oblicua: comprometen vasos sanguíneos, nervios y/o piel. producen por un mecanismo de flexión, presentan con frecuencia un segundo rasgo con separación de un pequeño fragmento triangular (fracturas en ala de mariposa).

Fractura compuesta: Son aquellas en las que, al romperse el hueso la punta afilada daña los tejidos y en algunos casos perfora la piel.

Fractura del extremo proximal del húmero

Hay 4 tipos diferentes: las fracturas del troquíter, del troquín, del cuello anatómico y de la cabeza humeral. El mecanismo de la lesión es el traumatismo directo o caída sobre la mano con el brazo en abducción.

6. TRATAMIENTO TERAPEÚTICO EN LAS EXTREMIDADES SUPERIORES

Hombro: Durante la inmovilización se comenzará con crioterapia, luego movilizaciones activas de muñeca y dedos, seguido de ejercicios isométricos de deltoides y músculos peri articulares, ejercicios pendulares suaves, respiración costal superior y movilizaciones suaves y prudentes de la articulación escapulotorácica

Después de la inmovilización, sobre la 3ª ó 4ª semana, electroterapia antiálgica previa a la movilización, ejercicios pendulares ya con cargas mínimas, ejercicios activos sin resistencia, y ejercicios de coordinación como gestos de la vida diaria.



Fracturas de codo: Son fracturas que comprometen la movilidad del codo, y podemos encontrar varios tipos: supracondíleas, transcondíleas, intercondíleas y de la tróclea. Lo más importante es realizar precozmente la valoración cuidadosa de la situación basculo nerviosa distal, valoración que debe ser inmediata que sigue a la reducción de la fractura.

Fisioterapia en los traumatismos del codo: Cualquiera que sea la lesión, hay que tener en cuenta una serie de reglas comunes durante la fisioterapia:

- Debe ser indolora: cualquier maniobra dolorosa incrementa los fenómenos inflamatorios que

	PROTOCOLO DE TRATAMIENTO DE FISOTERAPIA PARA MANEJO DE FRACTURAS	FECHA DE VIGENCIA 26-10-2021
ESPOCH	REQUERIMIENTOS -PROTOCOLOS	

facilitan la instauración de rigideces.

- La progresión en amplitud debe 30°. y lograr una movilidad útil en extensión de 120 a
- Se deben recuperar simultáneamente la amplitud articular y la fuerza muscular, tanto en flexo extensión como en pronosupinación. La recuperación completa de la fuerza muscular sólo se realiza cuando indoloro, estable y móvil. el codo es
- La terapia ocupacional es complementaria de la reducción global y contribuye a integrar el codo en la actividad del miembro superior.

Dicho lo anterior durante la fase de inmovilización la reeducación será estática para la zona afectada y activos de los dedos en posición anti edema, trabajaremos el hombro por la inactividad. Tras la inmovilización se comienza con crioterapia, cinesiterapia activa y activa asistida; entre los 21 y 61 días se inicia el trabajo contra resistencia, mecanoterapia suave, el uso de cargas está contraindicado; y tras la cinesiterapia analítica, reeducación global para reintegrar el codo a los gestos de la vida diaria.



Fracturas de antebrazo: Estas fracturas alteran la pronosupinación, fundamental para la función de la prensión de la mano. El mecanismo de lesión es directo (el más frecuente) o indirecto con caídas sobre la palma de la mano. La clínica se caracteriza por deformidad, impotencia funcional y acortamiento. Las fracturas más importantes son de tres tipos:

- **Fractura luxación de Monteggia:** Consiste en fractura de cúbito y luxación del extremo

	PROTOCOLO DE TRATAMIENTO DE FISOTERAPIA PARA MANEJO DE FRACTURAS	FECHA DE VIGENCIA 26-10-2021
ESPOCH	REQUERIMIENTOS -PROTOCOLOS	

proximal del radio. Representa el 7% de las fracturas del antebrazo.

Fractura-luxación de Galeazzi: Con fractura del extremo inferior del radio, luxación de la articulación radio cubital inferior. En general las no desplazadas se tratan con medios ortopédicos y las desplazadas con cirugía.

- **Fracturas de la diáfisis de radio y cúbito:** acarrear una grave pérdida funcional si o se tratan correctamente. En general, en los niños, por su capacidad de deformación, son aceptables ciertos grados de deformidad relacionados con la edad y la proximidad de la fractura a la placa de crecimiento. Para el tratamiento durante la inmovilización realizaremos ejercicios para mantener el tropismo muscular y la movilidad de las articulaciones que no están inmovilizadas, como el hombro, columna cervicodorsal y dedos. Tras la inmovilización haremos ejercicios activos progresivos de muñeca y codo en flexo extensión, con resistencia progresiva. No haremos pronosupinación antes de la 8ª semana. También se incluirán ejercicios funcionales destinados a reintegrar el antebrazo en la vida diaria, y nos apoyaremos para ello de nuevo en la terapia ocupacional.

Fracturas de carpo y mano: Este tipo de fracturas son frecuentes en ancianos, producidas por caídas; pero también en jóvenes como consecuencia de accidentes de circulación en bicicleta y moto. Son las fracturas más frecuentes del esqueleto humano. Tenemos varios tipos de fracturas a este nivel:

- **Fractura de Colles:** Fractura extraarticular de la porción inferior del radio con deformación en dorso de tenedor.
- **Fractura de escafoides:** Es la más común de las fracturas del carpo, se inmoviliza con yeso incluyendo el carpo y articulación metacarpofalángica del pulgar durante 12 semanas, siendo la pseudoartrosis y la necrosis avascular. **Fractura de Bennett:** Es la más característica del metacarpiano del pulgar, siendo una fractura intraarticular de la base del primer metacarpiano con luxación hacia fuera de la diáfisis del mismo.

Después de los activos de hombro, codo e inmovilización:

- Maniobras pasivas globales en flexión, extensión e inclinaciones laterales, progresivas e

	PROTOCOLO DE TRATAMIENTO DE FISOTERAPIA PARA MANEJO DE FRACTURAS	FECHA DE VIGENCIA 26-10-2021
ESPOCH		REQUERIMIENTOS -PROTOCOLOS

indoloras para luchar contra la rigidez. • Parafina e hidroterapia.

- Ejercicios de resistencia progresiva para potenciación muscular.
- Ultrasonidos para la cicatrización En las fracturas de mano:
- Masaje centrípeto de drenaje anti edema.
- Baños de contraste con la misma función.
- Parafina previa a las movilizaciones
- Movimientos pasivos con tracción axial para mejorar la movilidad.
- Movimientos activos analíticos que deben conducir a un gesto funcional

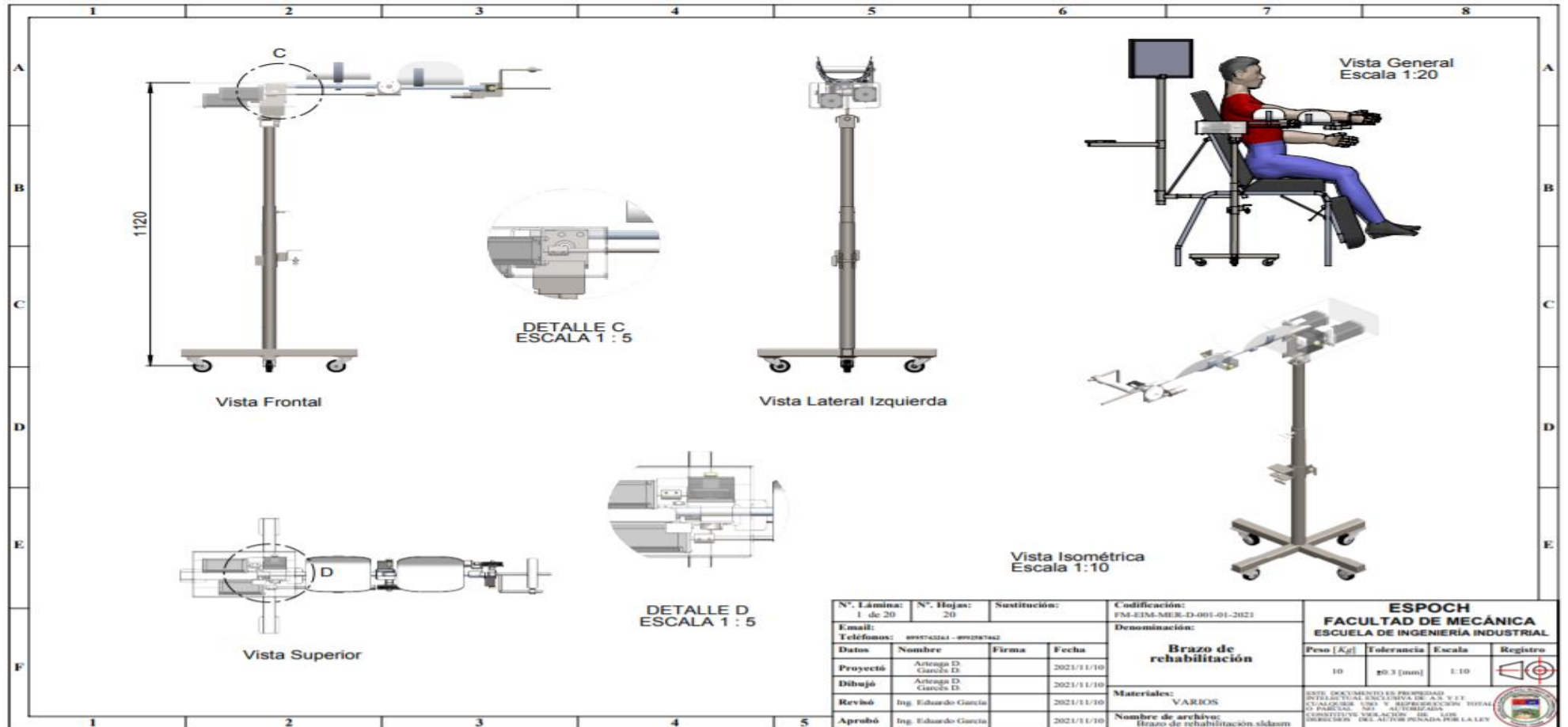


7. DISTRIBUCION Y COMUNICACIÓN

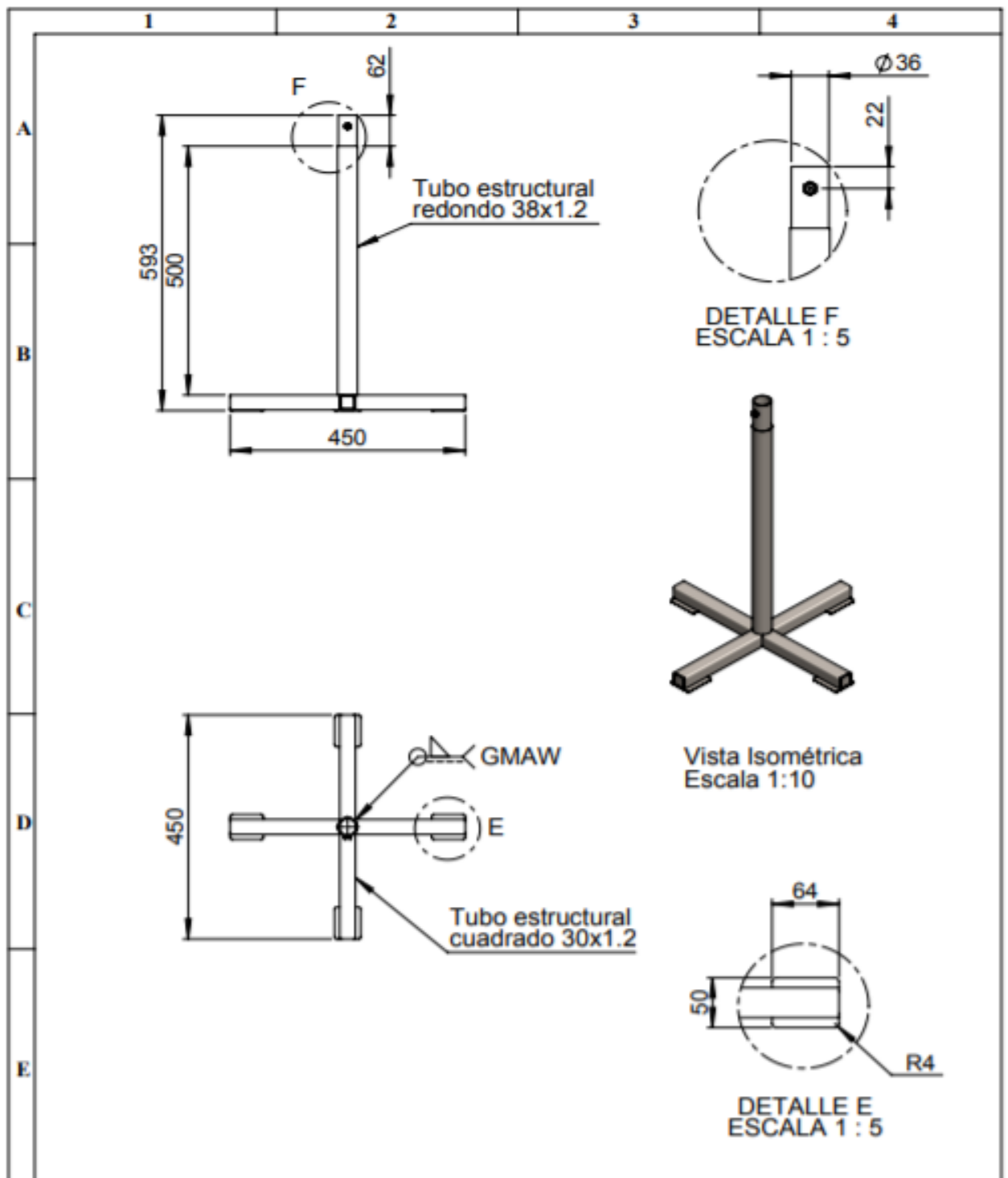
El presente procedimiento se ha distribuido a:

CARGO	NOMBRE	FECHA DE COMUNICACIÓN
AUTOPRO	Activar Windows	2021-10-27

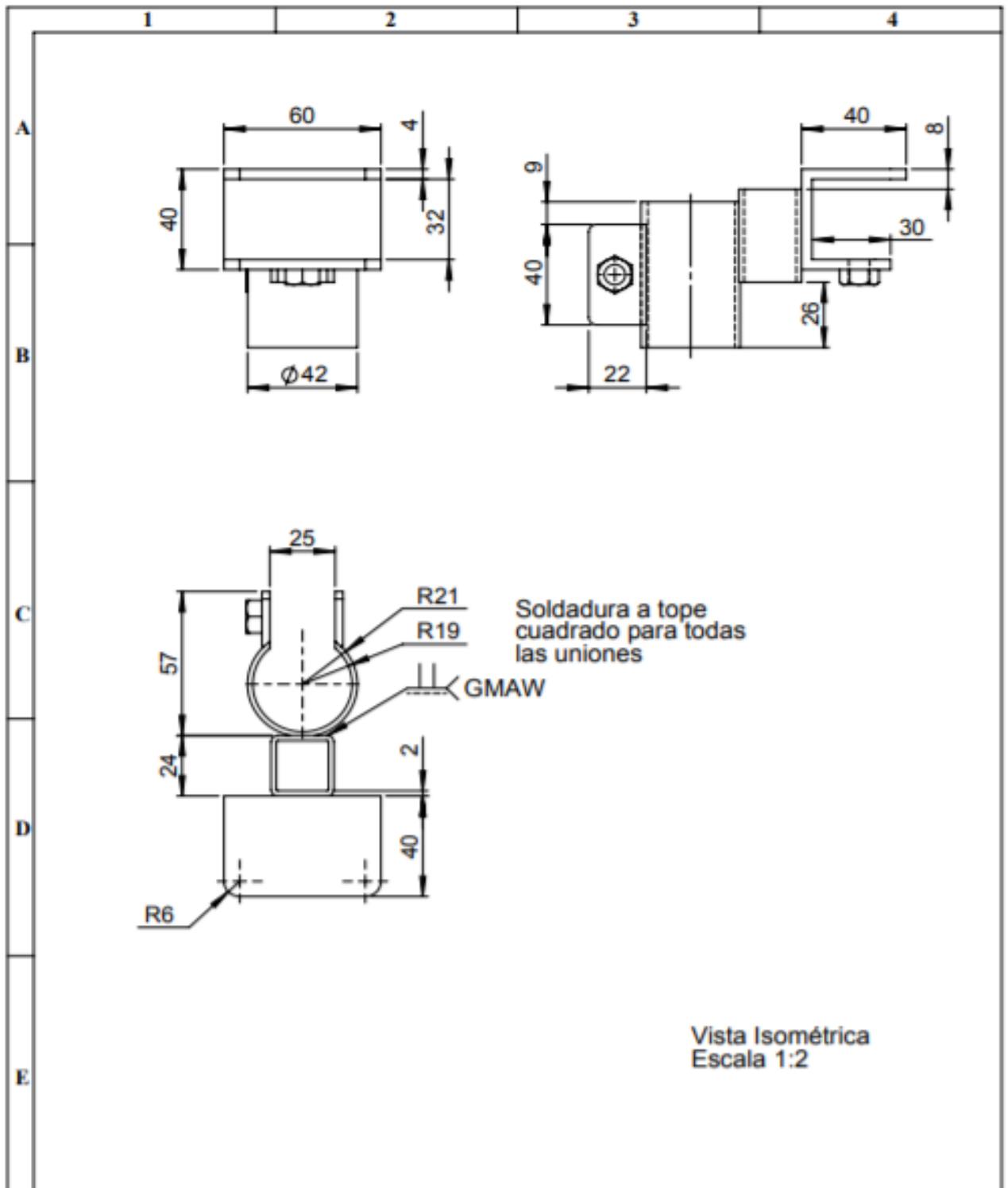
ANEXO F: PLANOS DEL PROTOTIPO



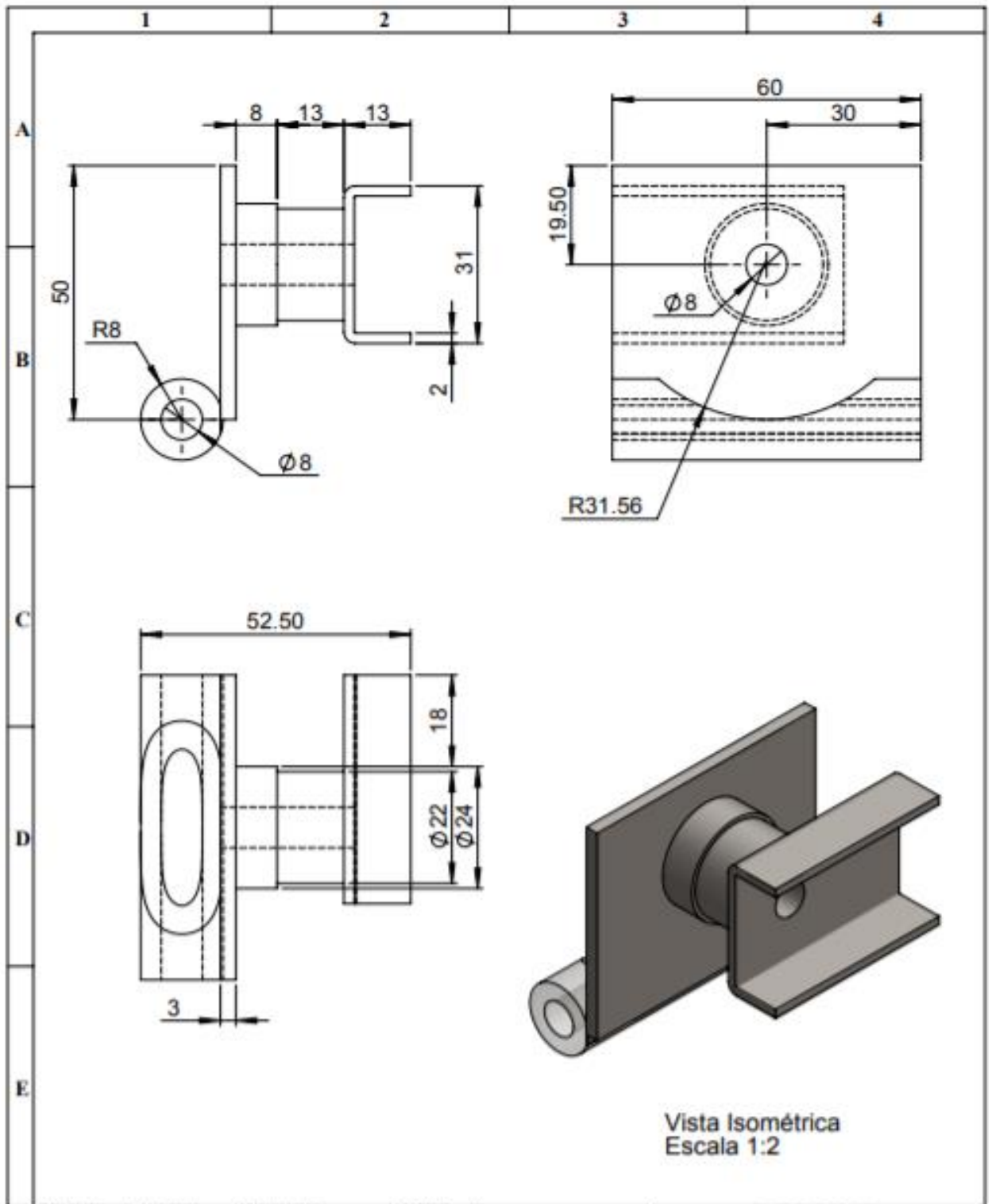
N° Lámina: 1 de 20	N° Hojas: 20	Sustitución:	Codificación: FMS-EIMS-MEJ-D-001-01-2023	ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA INDUSTRIAL					
Email:	Teléfonos: 0997432321 - 0997437442		Denominación:					Peso [Kg]	Tolerancia
Datos	Nombre	Firma	Fecha	Brazo de rehabilitación	10	±0.3 [mm]	1:10		
Proyectó	Arteaga D. García D.		2021/11/10		Materiales: VARIOS	<small>ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELECTUAL DEL INSTITUTO DE A.S. Y E.I. O FACULTAD SIN REPRESENTACIÓN TOTAL EN ALICANTE SIN Y AUTORIZACIÓN TOTAL CONSTITUYE UN ACTO DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY</small>			
Dibujó	Arteaga D. García D.		2021/11/10			Nombre de archivo: Brazo de rehabilitación sldasm			
Revisó	Ing. Eduardo García		2021/11/10						
Aprobó	Ing. Eduardo García		2021/11/10						



N°. Lámina: 2 de 20		N°. Hojas: 20		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-001-02-2021		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA INDUSTRIAL							
Email:		Teléfonos: 0995743261 - 0992587462		Denominación: Bancada principal		Materiales: ASTM A-36						Peso [Kg]: 3		Tolerancia: ± 0.3 [mm]	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE A.S. Y I.T. CUALQUIER USO O REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL, SIN AUTORIZACIÓN CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY							
Proyectó		Arteaga D. Garcés D.				2021/11/10									
Dibujó		Arteaga D. Garcés D.				2021/11/10									
Revisó		Ing. Eduardo Garcia				2021/11/10									
Aprobó		Ing. Eduardo Garcia				2021/11/10		Nombre de archivo: Bancada principal.sldprt							

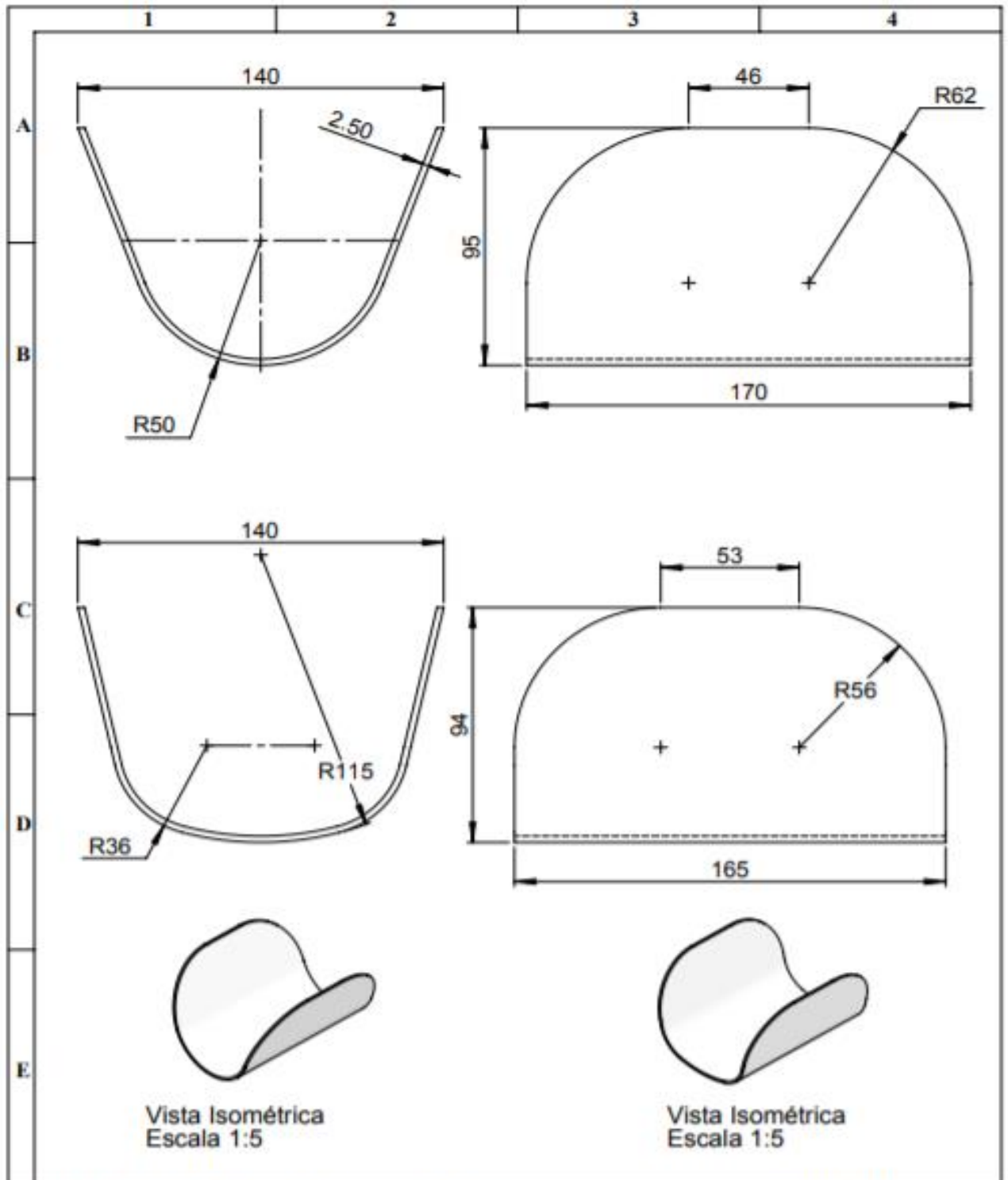


N°. Lámina: 3 de 20		N°. Hojas: 20		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-001-03-2021		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA INDUSTRIAL							
Email: Teléfonos: 0992743261 - 0992507462						Denominación: Sujeción inferior						Peso [Kg]		Tolerancia	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		0.4		±0.3 [mm]		1:2			
Proyectó		Arteaga D. Garcés D.				2021/11/10		Materiales: ASTM A-36		<small>ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE A.S. Y LT. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL NO AUTORIZADA CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY</small>					
Dibujó		Arteaga D. Garcés D.				2021/11/10		Nombre de archivo: sujecion_inferior.sldprt							
Revisó		Ing. Eduardo Garcia				2021/11/10									
Aprobó		Ing. Eduardo Garcia				2021/11/10									



Vista Isométrica
Escala 1:2

N°. Lámina: 12 de 20		N°. Hojas: 20		Sustitución:		Codificación: FM-EIM-MER-D-001-12-2021		ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA INDUSTRIAL							
Email: Teléfonos: 0995743241 - 0992587462						Denominación: Soporte medio motor						Peso [Kg]: 0.217		Tolerancia: ±0.3 [mm]	
Datos		Nombre		Firma		Fecha		Materiales: ASTM A-36		<small>ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE A.S. Y LT. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL, SIN AUTORIZACIÓN CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY</small>					
Proyectó		Arriaga D. García D.				2021/11/10									
Dibujó		Arriaga D. García D.				2021/11/10									
Revisó		Ing. Eduardo García				2021/11/10									
Aprobó		Ing. Eduardo García				2021/11/10		Nombre de archivo: Soporte medio motor.sldprt							



N° Lámina: 18 de 20	N° Hojas: 20	Sustitución:	Codificación: FM-EIM-MER-D-001-18-2021	ESPOCH FACULTAD DE MECÁNICA ESCUELA DE INGENIERÍA INDUSTRIAL			
Email: Teléfonos: 0995743261 - 0992587662			Denominación: Apoya brazos				
Datos	Nombre	Firma	Fecha	ESTE DOCUMENTO ES PROPIEDAD INTELLECTUAL EXCLUSIVA DE A.S. Y F.I. CUALQUIER USO Y REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL, NO AUTORIZADA, CONSTITUYE VIOLACIÓN DE LOS DERECHOS DEL AUTOR PENADA POR LA LEY. 			
Proyectó	Arteaga D. García D.		2021/11/10				
Dibujó	Arteaga D. García D.		2021/11/10				
Revisó	Ing. Eduardo García		2021/11/10				
Aprobó	Ing. Eduardo García		2021/11/10				
Materiales: Acrílico				Nombre de archivo: asentador.sldprt			



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

DIRECCIÓN DE BIBLIOTECAS Y RECURSOS PARA

EL APRENDIZAJE Y LA INVESTIGACIÓN

UNIDAD DE PROCESOS TÉCNICOS

REVISIÓN DE NORMAS TÉCNICAS, RESUMEN Y BIBLIOGRAFÍA

FECHA DE ENTREGA: 00 / ABRIL / 2021

INFORMACIÓN DEL AUTOR/A (S)	
NOMBRES – APELLIDOS:	ARTEAGA VELASQUEZ DAVID GERARDO GARCÉS FIALLOS DENNIS STALIN
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL	
FACULTAD:	MECÁNICA
CARRERA:	INGENIERÍA INDUSTRIAL
TÍTULO A OPTAR:	INGENIERO INDUSTRIAL
F. DOCUMENTALISTA RESPONSABLE:	

