



ESPE
UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA

**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA ENERGÍA
Y MECÁNICA**

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

**TESIS PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE INGENIERO EN
MECATRÓNICA**

AUTORES:

**MOYA CÁCERES, PATRICIA GABRIELA
VÁSQUEZ GABELA, STEPHANIE CAROLINA**

**TEMA: DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL
CONTROLADO POR COMPUTADORA PARA LA REHABILITACIÓN DE
CODO Y MUÑECA**

**DIRECTOR: ING. ACOSTA, MILTON
CODIRECTOR: ING. PINEDA, FLAVIO**

SANGOLQUÍ, MARZO 2014

CERTIFICACIÓN DE LA ELABORACIÓN DEL PROYECTO

El proyecto “**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL CONTROLADO POR COMPUTADORA PARA LA REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA**”, fue realizado en su totalidad por Patricia Gabriela Moya Cáceres y Stephanie Carolina Vásquez Gabela, como requerimiento parcial para la obtención del título de Ingeniera en Mecatrónica.

Ing. Milton Acosta

DIRECTOR

Ing. Flavio Pineda. Msc.

CODIRECTOR

Sangolquí, Marzo 2014

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Certificamos que el título de proyecto de grado: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL CONTROLADO POR COMPUTADORA PARA LA REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA”**, cuyo contenido, ideas y criterios son de nuestra exclusiva responsabilidad y autoría.

ELABORADO POR:

Patricia Gabriela Moya Cáceres

Stephanie Carolina Vásquez Gabela

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA.

Ing. Francisco Terneus.

Director de la Carrera de Ingeniería Mecatrónica.

Sangolquí, Marzo 2014

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

AUTORIZACIÓN

Nosotros, Patricia Gabriela Moya Cáceres y Stephanie Carolina Vásquez Gabela:

Autorizamos a la Universidad de las Fuerzas Armadas – ESPE, la publicación en la biblioteca virtual de la institución, del proyecto de grado titulado: **“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN PROTOTIPO FUNCIONAL CONTROLADO POR COMPUTADORA PARA LA REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA”**.

Patricia Gabriela Moya Cáceres

Stephanie Carolina Vásquez Gabela

Sangolquí, Marzo 2014

DEDICATORIA

A la mejor familia del mundo, mis padres, Fernando y Patricia, mis hermanos, Fernando y Daniel y mi abuelita Fanny.

A mi compañero de vida Carlitos Alonso.

Gabriela Moya

DEDICATORIA

A mis papás, Martha y Diego y a mi hermano Carlos que los amo con todo mi ser.

A mi abuelito Lucho, a mis abuelitas Teresita y Merceditas.

A quien en un futuro pueda serle útil este proyecto de grado.

Stephanie Vásquez

AGRADECIMIENTO

A Dios, por haberme regalado cada día de vida, por enseñarme a valorar todas las oportunidades que puso en mi camino y permitir ser una mejor persona cada día.

A mis padres, por ser mi apoyo incondicional, por sus preocupaciones y palabras de aliento, pero sobre todo por el amor que cada día me brindan. Los amo. A mis hermanos Fernando y Daniel, cada uno ha sabido inspirarme a su manera, gracias por cuidar de mí y quererme tanto.

A mis abuelitos, Fanny, Inés y Luis por el cariño y el ejemplo de vida que me han dado. A mis tíos Yasmina, Ney y Pepe, mis primos Ma. Isabel y Luis que más que primos son hermanos, muchas gracias.

A Carlos, por acompañarme en esta etapa de mi vida, por brindarme su amor, comprensión y apoyo. Te amo.

A Stephanie por ser la mejor compañera de tesis, gracias por tu paciencia, apoyo y sobre todo tu alegría y optimismo, muchas gracias amiga. A su familia que siempre estuvo presta a ayudarnos.

A mis amigos Jorge, Pablo, Gaby, Vane, Katy, Lenin, Andrés, Enrique y Ma. Fernanda gracias por todos los momentos compartidos, por las palabras de ánimo y su gran apoyo, son los mejores.

Gabriela Moya

AGRADECIMIENTO

No me alcanzan las palabras ni el sentimiento para expresar lo mucho que agradezco las personas que tengo en mi vida. A mis padres, quienes se desviven por sus hijos y dejan todo por nosotros, al ñaño Caliman, y a toda mi familia que me ha apoyado siempre porque sin ellos mi vida no tendría sentido alguno.

Agradezco a Gaby, por compartir conmigo una linda experiencia en la que además de llegarla a conocer mejor, fue un increíble apoyo, una gran persona y amiga, a su familia quienes me supieron recibir amablemente en su casa.

A JuanG, a quien admiro por todos sus valores y sus conocimientos, además de ser un gran amigo y maestro. Además, a quienes he conocido a través del capoeira, y a este deporte porque al hacerlo parte de mi vida me he llenado de alegría.

A mis amigos de la universidad que entre risas, preocupaciones y amanecidas se formaron grandes lazos, a quienes y agradezco infinitamente por todo lo compartido y los llevaré en mi corazón.

Quisiera tener más espacio para mencionar a quienes agradezco, sobre todo a Johanna, Daniela, Denise, Cristian, Pau, Kiki, Ome, a los rock!, amigos

cercanos de capoeira, colegio y universidad, porque han sido ellos que han motivado el desarrollo de este proyecto siendo importantes en mi vida en todo momento.

Stephanie Vásquez

ÍNDICE DE CONTENIDOS

CERTIFICACIÓN DE LA ELABORACIÓN DEL PROYECTO	i
AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD	ii
AUTORIZACIÓN	iii
DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	vi
ÍNDICE DE CONTENIDOS	x
ÍNDICE DE TABLAS	xxv
ÍNDICE DE FIGURAS	xxxI
ÍNDICE DE ANEXOS	xxxviii
RESUMEN	xxxix
ABSTRACT	xl
1. CAPÍTULO 1	1
1.1 Antecedentes	1
1.2 Justificación.....	2

1.3	Alcance del Proyecto.....	4
1.4	Objetivos	6
1.4.1	Objetivo General:	6
1.4.2	Objetivos Específicos:	6
1.5	Metodología	7
2.	CAPÍTULO 2	9
2.1	Introducción de la Robótica en la Rehabilitación.....	9
2.2	Conceptos Básicos.....	11
2.2.1	Diseño de Máquinas.....	11
2.2.2	Prototipo.....	12
2.2.3	Validación de Prototipos.....	13
2.2.4	Transferencia de Tecnología de Prototipo/ Máquina.....	13
2.2.5	Fases de Rehabilitación:	14
2.2.5.1	Primera Fase de Rehabilitación:	14
2.2.5.2	Segunda Fase de Rehabilitación:.....	14

2.2.5.3	Tercera Fase de Rehabilitación:	14
2.2.6	Tipos de Movimientos en Rehabilitación:	15
2.2.6.1	Movimientos Pasivos.....	15
2.2.6.2	Movimientos Activos.....	15
2.2.6.3	Movimientos Activo – Asistidos	15
2.2.6.4	Movimiento Resistido	15
2.3	Estado del Arte en Robots para rehabilitación en Terapia Ocupacional	16
2.3.1	Terapia Ocupacional	16
2.4	Biomecánica del Miembro Superior.....	18
2.4.1	Introducción.....	18
2.4.2	Planimetría	19
2.4.2.1	Plano sagital medio	20
2.4.2.2	Plano frontal o coronal	21
2.4.2.3	Plano transversal u horizontal	21

2.4.3	Rango de movimiento y Ángulos del Miembro Superior Humano.....	21
2.4.3.1	Articulación del codo	21
2.4.3.1.1	Analogía Mecánica:.....	22
2.4.3.1.2	Movimientos de Flexión-Extensión:.....	22
2.4.3.1.3	Movimientos de Pronación-supinación:.....	23
2.4.3.2	Articulación de la muñeca	24
2.4.3.2.1	Analogía Mecánica:.....	25
2.4.3.2.2	Movimientos de Flexión-extensión:	25
2.4.3.2.3	Movimientos de Aducción y Abducción	26
2.4.4	Antropometría miembro superior.....	27
2.4.4.1	Medidas Antebrazo, Mano y Muñeca	28
3.	CAPITULO 3	32
3.1	Consideraciones de Diseño	32
3.1.1	Requisitos y restricciones.....	32
3.1.1.1	Consideración antropomórfica	32

3.1.1.2	Tipos de movimientos	33
3.1.1.3	Número de grados de libertad.....	33
3.1.1.4	Trabajo pasivo o discreto	34
3.1.1.5	Dimensiones de la extremidad superior	34
3.1.1.6	Consideraciones Eléctricas y Electrónicas.....	36
3.1.1.7	Consideraciones de Control	38
3.2	Estructura general del sistema.....	38
3.3	Selección del Tipo de Motor.....	39
3.3.1	Motor de Corriente Continua	41
3.3.1.1	Motor a pasos	41
3.3.1.2	Servomotor.....	42
3.3.2	Análisis y Selección.....	42
3.4	Diseño Mecánico.....	44
3.4.1	Herramientas de desarrollo	44
3.4.1.1	SolidWorks	44

3.4.2	Diseño de mecanismos	44
3.4.3	Sistema de Soporte y Desplazamiento	46
3.4.4	Sistema de acople para el Actuador.....	51
3.4.4.1	Cálculo de Torque	52
3.4.4.2	Selección de modelo de Servomotor.....	53
3.4.4.3	Mecanismo de acople de motor	55
3.4.5	Base para montaje del motor	58
3.4.6	Adaptación para el mecanismo de la flexión y extensión del codo	59
3.4.6.1	Selección del mecanismo.....	59
3.4.6.1.1	Selección del mango.....	63
3.4.7	Adaptación para el mecanismo de la pronación y supinación del codo.....	64
3.4.7.1	Selección del mecanismo.....	64
3.4.8	Adaptación para el mecanismo de abducción y aducción de la muñeca	66

3.4.8.1	Selección del mecanismo.....	66
3.4.9	Adaptación para el mecanismo de la flexión y extensión de la muñeca	67
3.4.9.1	Selección del mecanismo.....	67
3.4.10	Diseño de cubierta del prototipo.....	68
3.4.10.1	Cubierta frontal y posterior de base	69
3.4.10.2	Cubierta posterior.....	71
3.4.11	Selección del material	71
3.4.12	Análisis y Simulación.....	75
3.5	Diseño Electrónico	80
3.5.1	Herramientas de Desarrollo	80
3.5.1.1	ISIS	80
3.5.1.2	Ares.....	80
3.5.2	Diseño del Sistema Electrónico.....	80
3.5.2.1	Tarjeta de Interfaz de Sensores	82
3.5.2.1.1	Ángulo y sentido de giro.....	82

3.5.2.1.2	Finales de Carrera.....	87
3.5.2.1.3	Alimentación.....	88
3.5.2.2	Tarjeta de Control.....	89
3.5.2.2.1	Distribución de pines para la aplicación	91
3.6	Programación.....	93
3.6.1	Herramientas de desarrollo	93
3.6.1.1	Matlab	93
3.6.1.2	Arduino.....	93
3.6.2	Diseño del Software del Sistema Electrónico.....	93
3.6.2.1	Flujograma general del Software del Sistema Electrónico	93
3.6.2.1.1	Pantalla de presentación.....	95
3.6.2.1.2	Ingreso de datos para la rehabilitación del paciente	95
3.6.2.1.3	Proceso de acuerdo a rehabilitación seleccionada	95
3.6.2.1.4	Salir	95
3.6.2.2	Requisitos del software del sistema electrónico.....	96

3.6.2.2.1	Establecimiento de comunicación con tarjeta Arduino	96
3.6.2.2.1.1	Configuración de la Comunicación.....	97
3.6.2.2.1.2	Librerías necesarias para la comunicación Matlab-Arduino	97
3.6.2.2.1.3	Pasos para realizar la comunicación entre Matlab-Arduino	98
3.6.2.2.2	Calibración del prototipo.....	98
3.6.2.2.3	Proceso de rehabilitación de acuerdo a lo ingresado por el usuario.	98
3.6.2.2.3.1	Inicialización de variables.....	99
3.6.2.2.3.2	Establecer comunicación Matlab Arduino	100
3.6.2.2.3.3	Ubicación de servomotor en posición inicial.....	101
3.6.2.2.3.4	Envío y recepción de señales para proceso de rehabilitación.	102
3.6.2.2.3.5	Culminación de proceso.....	104
3.6.2.2.3.6	Envío y recepción de señales para culminación de proceso de rehabilitación	104
3.6.3	Diseño del software del prototipo	104

3.6.3.1	Diagrama de flujo de la programación del software del prototipo	105
3.6.3.2	General	105
3.6.3.2.1	Selección de proceso	105
3.6.3.2.2	Ejecución.....	106
3.6.3.3	Subprocesos	106
3.6.3.3.1	Selección de proceso	114
3.6.3.4	Calibración del sistema	115
3.6.3.4.1	Configuración del puerto USB.....	116
3.6.3.4.2	Comunicación USB entre Matlab- Arduino.....	117
3.6.3.4.3	Funcionamiento de sensores	117
3.6.3.4.4	Funcionamiento del motor.....	117
3.6.3.4.5	Código para la calibración del motor	118
3.6.3.5	Rehabilitación.....	119
3.6.3.5.1	Zona de articulación a rehabilitar	121
3.6.3.5.2	Brazo a rehabilitar	121

3.6.3.5.3	Movimiento a realizar	121
3.6.3.5.4	Ingreso de ciclo de trabajo	122
3.6.3.5.4.1	Rango angular de trabajo.....	123
3.6.3.5.4.2	Número de repeticiones y series	123
3.6.3.5.4.3	Velocidad de trabajo.....	124
3.6.3.5.5	Configuración del puerto USB.....	124
3.6.3.5.6	Confirmación de ciclo ingresado	124
3.6.3.5.7	Comunicación USB Matlab-Arduino	124
3.6.3.5.8	Ejecución.....	125
3.6.3.5.8.1	Inicialización de variables.....	126
3.6.3.5.8.2	Movimiento desde posición inicial a ángulo mínimo.....	126
3.6.3.5.8.3	Movimiento desde ángulo mínimo a ángulo máximo.....	128
3.6.3.5.8.4	Movimiento desde ángulo máximo a ángulo mínimo.....	128
3.6.3.5.8.5	Cumplimiento del número de repeticiones y series	129
3.6.3.5.8.6	Término de proceso	134

3.6.4	Consideraciones de contadores durante la ejecución del proceso	136
3.6.5	Mensajes desplegados en la interfaz	137
4.	Capítulo 4	141
4.1	Diseño del Proceso de Construcción	141
4.2	Ensamblaje del Prototipo	156
4.3	Implementación Sistema Eléctrico	159
4.3.1	Elaboración del Circuito Impreso.....	159
4.3.1.1	Criterios de Diseño del PCB.....	159
4.3.1.2	Cálculos de Ancho de Pista	160
4.3.1.2.1	Cálculo del ancho de pistas en la alimentación de la placa	160
4.3.1.2.2	Cálculo del ancho de pistas de alimentación y señal:	162
4.3.1.3	Circuito esquemático.....	164
4.3.1.3.1	Distribución de elementos en ARES	164
4.3.1.3.2	Diseño de layout de PCB	165
4.3.1.3.3	Vista 3D.....	166

4.3.1.4	Lista de Materiales	167
4.3.2	Ubicación sensores finales de carrera.	168
4.3.3	Conexión física de sensores a la tarjeta interfaz.....	169
4.3.3.1	Sección 1	170
4.3.3.2	Sección 2	171
4.3.3.3	Sección 3	173
4.3.3.4	Sección 4	174
4.3.3.5	Sección 5	175
4.4	Implementación Interfaz de Operación.....	176
4.4.1	Pantallas de comando.....	176
4.4.1.1	Pantalla 1: Ingreso de Usuario	176
4.4.1.2	Pantalla 2: Ingreso de Datos	178
4.4.1.3	Pantalla 3: Selección de Ciclo de Trabajo.....	178
4.4.4.1	Pantalla 1: Información General.....	185
4.4.4.2	Pantalla 2: Tipo de Movimiento y Ángulos de Trabajo	186

4.5	Validación General de Prototipo de Rehabilitación para codo y Muñeca.....	187
4.5.1	Realización de Pruebas	188
4.5.2	Protocolo de Pruebas.....	188
4.5.3	Metodología de Pruebas	191
4.5.4	Ejecución de las Pruebas.....	194
4.5.4.1	Pruebas de calibración.....	194
4.5.4.2	Pruebas de ejecución.....	197
4.5.5	Análisis de Resultados	208
5.	CAPÍTULO 5	217
5.1	Análisis Financiero	217
5.1.1	Presupuesto de inversión.....	218
5.1.1.1	Mano de obra y materiales.....	218
5.1.2	Presupuesto de Egresos	220
5.1.2.1	Costos Fijos	220
5.1.2.2	Costos Variables	221

5.1.2.3	Gastos generales y administrativos.....	222
5.1.2.3.1	Generales.....	222
5.1.2.3.2	Administrativos.....	222
5.1.2.4	Depreciación	223
5.1.3	Presupuesto de Ingresos	224
5.1.3.1	Demanda Esperada	224
5.1.4	Proyección de Ingresos y Egresos.....	225
5.1.5	Estado de Resultados	226
5.1.6	Flujo de Caja	228
5.1.7	Evaluación Financiera	229
6.	Capítulo 6.....	231
6.1	Conclusiones.....	231
6.2	Recomendaciones.....	234

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Total de personas registradas en el CONADIS (2012)	3
Tabla 2 Alcance del proyecto	5
Tabla 3 Dimensiones mano y muñeca masculino y femenino.	29
Tabla 4 Dimensiones de la mano y la muñeca sujetando un mango.	30
Tabla 5 Dimensiones del antebrazo masculino y femenino.	31
Tabla 6 Denominación de partes del antebrazo y muñeca.	31
Tabla 7 Grados de libertad y ángulos de movilidad.	34
Tabla 8 Dimensiones consideradas de mano y muñeca.....	35
Tabla 9 Masas consideradas de mano, antebrazo y muñeca.	36
Tabla 10 Consideraciones eléctricas para el actuador.....	37
Tabla 11 Variables de Control.....	38
Tabla 12 Motor DC vs motor AC.	40
Tabla 13 Valoración.	43
Tabla 14 Selección del tipo de motor.	43

Tabla 15 Servomotores presentes en el mercado.	54
Tabla 16 Especificaciones técnicas servomotor Torxis i00600.	54
Tabla 17 Propiedades del Acero y Aluminio	72
Tabla 18 Valoración de características	73
Tabla 19 Tabla comparativa de propiedades del Acero y Aluminio para la selección.	73
Tabla 20 Características perfiles cuadrados DIPAC.	74
Tabla 21 Características plancha de acero galvanizado DIPAC	75
Tabla 22 Análisis de resistencia de los Mecanismos Propuestos.	76
Tabla 23 Distribución de Sensores	81
Tabla 24 Flipflop 74LS74	87
Tabla 25 Especificaciones Arduino Uno R3.	90
Tabla 26 Asignación de pines tarjeta Arduino.	92
Tabla 27 Configuración comunicación serial.	97
Tabla 28 Posición inicial del motor.	102
Tabla 29 Variables del programa	107

Tabla 30 Funciones que intervienen en la programación.....	109
Tabla 31 Escalamiento de valor de señal y el ángulo correspondiente	112
Tabla 32 Límites angulares de acuerdo al movimiento.....	122
Tabla 33 Posición inicial del motor.....	127
Tabla 34 Valores de contadores en posiciones iniciales y finales.....	137
Tabla 35 . Mensajes desplegados en la interfaz	138
Tabla 36 Leyenda del diagrama del proceso de construcción mano de obra.....	155
Tabla 37 Leyenda del diagrama del proceso de construcción maquinaria. 156	
Tabla 38 Referencia de planos.	157
Tabla 39 Lista de materiales	167
Tabla 40 Detalle ubicación finales de carrera.	169
Tabla 41 Conexión sección 2.....	172
Tabla 42 Función de botones de pantalla 1.	177
Tabla 43 Función de botones de pantalla 1.	182
Tabla 44 Función de botones de mantenimiento.	184

Tabla 45 Pruebas planteadas.	189
Tabla 46 Valoración variables cualitativas.	190
Tabla 47 Valoración variables cuantitativas.	190
Tabla 48 Metodología pruebas de campo.	191
Tabla 49 Datos obtenidos en la prueba de movilidad del motor.	195
Tabla 50 Datos obtenidos en la prueba de sensores.	196
Tabla 51 Datos obtenidos en la prueba de calibración varias.	197
Tabla 52 Datos obtenidos en la prueba de ejecución sin adaptación y sin paciente.	198
Tabla 53 Datos obtenidos en la prueba de ejecución con adaptación y sin paciente.	200
Tabla 54 Datos informativos del paciente.	202
Tabla 55 Datos obtenidos en la prueba de ejecución con adaptación y con paciente.	203
Tabla 56 Datos obtenidos en la prueba de ejecución con adaptación y con paciente sano.	205

Tabla 57 Datos obtenidos prueba de ergonomía y adaptabilidad.....	207
Tabla 58 Valoración prueba de movilidad de motor.....	208
Tabla 59 Errores prueba de movilidad de motor.....	209
Tabla 60 Valoración pruebas sensores.....	210
Tabla 61 Valoración pruebas de calibración varias.....	211
Tabla 62 Valoración pruebas sin adaptación y sin paciente.....	212
Tabla 63 Valoración pruebas con adaptación y sin paciente.....	213
Tabla 64 Historial de movilidad paciente.....	214
Tabla 65 Valoración pruebas con paciente sano.....	216
Tabla 66 Presupuesto de inversión materiales.....	218
Tabla 67 Presupuesto de Inversión mano de obra.....	219
Tabla 68 Costos fijos.....	220
Tabla 69 Costos variables.....	221
Tabla 70 Gastos generales.....	222
Tabla 71 Gastos administrativos.....	223

Tabla 72 Depreciación.	224
Tabla 73 Demanda esperada.....	225
Tabla 74 Proyección de ingresos y egresos.	226
Tabla 75 Estado de resultados.	227
Tabla 76 Flujo de caja.....	228
Tabla 77 Evaluación financiera.	229

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Rehabilitación de la extremidad superior.	2
Figura 2 Metodología para elaboración del proyecto de tesis.....	8
Figura 3 Diagrama de la robótica en la Rehabilitación.....	10
Figura 4 Planos y ejes del cuerpo.....	20
Figura 5 Articulación del codo.....	22
Figura 6 Movimientos de flexión y extensión del codo.....	23
Figura 7 Movimientos de supinación y pronación del codo.....	24
Figura 8 Articulación de la muñeca.....	25
Figura 9 Movimientos de flexión y extensión de la muñeca.....	26
Figura 10 Movimientos de aducción y abducción de la muñeca.....	27
Figura 11 Dimensiones muñeca y mano promedio.....	28
Figura 12 Dimensiones de la mano y la muñeca sujetando el mango.....	29
Figura 13 Dimensiones del antebrazo.....	30
Figura 14 Diagrama de Bloques General.....	39

Figura 15 Diagrama de bloques de los mecanismos.	46
Figura 16 Canal principal.	47
Figura 17 Canal secundario.	48
Figura 18 Posición Inicial	49
Figura 19 Medidas ergonómicas en posición sentada dadas en cm.....	50
Figura 20 Soportes móviles para el antebrazo y muñeca.	51
Figura 21 Servomotor Torxis i00600.	55
Figura 22 Servomotor Torxis i00600 con disco de 12.5 cm de diámetro.	56
Figura 23 Perfil metálico cuadrado de 1 pulgada.	57
Figura 24 Sistema de acople de motor.	57
Figura 25 Soporte servomotor.	58
Figura 26 Base de motor ensamblado el motor y adaptación.	59
Figura 27 Acople del mango al mecanismo.	60
Figura 28 Mango para la flexión y extensión del codo.	61
Figura 29 Dimensiones acople mango al mecanismo de flexión y extensión del codo.	62

Figura 30 Mecanismo de flexión y extensión del codo.....	62
Figura 31 Dimensiones Mango para mecanismos propuestos.	64
Figura 32 Mecanismo en U para la pronación y supinación del codo.	65
Figura 33 Adaptación del mecanismo para la abducción y aducción del motor.....	67
Figura 34 Adaptación para flexión y extensión de la muñeca.	68
Figura 35 Cubierta frontal y posterior de base	70
Figura 36 Vista frontal de la Cubierta frontal y posterior de base	70
Figura 37 Cubierta posterior	71
Figura 38 Perfil cuadrado.....	74
Figura 39 Diagrama del Sistema Electrónico	81
Figura 40 Disco dentado.	83
Figura 41 Señales obtenidas de los LDR.....	84
Figura 42 Características transistor NPN 2N3904	85
Figura 43 Circuito encoder incremental	86
Figura 44 Circuito de acondicionamiento de señal encoder óptico.	86

Figura 45 Circuito de acondicionamiento final de carrera.	88
Figura 46 Circuito de alimentación de la placa	89
Figura 47 Tarjeta Arduino Uno R3	91
Figura 48 Diagrama de bloques general del software del sistema electrónico.....	94
Figura 49 Diagrama de bloques general de programación del sistema.	99
Figura 50 Flujograma para el establecimiento de comunicación entre Matlab y Arduino.	100
Figura 51 Flujograma para la ubicación de servomotor en posición inicial	101
Figura 52 Flujograma para el envío y recepción de señales para el proceso de rehabilitación.	103
Figura 53 Diagrama de flujo general.....	105
Figura 54 Diagrama de flujo de selección de proceso.	114
Figura 55 Diagrama de flujo de calibración del sistema.....	116
Figura 56 Diagrama de flujo rehabilitación.....	120
Figura 57 Ingreso de ciclo de trabajo	123

Figura 58 Ejecución del proceso.....	125
Figura 59 Esquema del prototipo de rehabilitación para codo y muñeca...	141
Figura 60 Diagrama del Proceso de Construcción.....	142
Figura 61 Corriente vs área transversal del conductor para 1A.	160
Figura 62 Ancho del conducto vs sección transversal para 10 th.	161
Figura 63 Ancho de pista de 20 th bornera J1.	161
Figura 64 Corriente vs área transversal del conductor para 0.1A.	162
Figura 65 Ancho del conducto vs sección transversal para 3 th.	163
Figura 66 Esquemático PCB distribución de componentes.	165
Figura 67 Top copper PCB.	165
Figura 68 Bottom copper PCB.	166
Figura 69 Vista 3D placa.....	166
Figura 70 Ubicación sensores finales de carrera	168
Figura 71 Conexión tarjeta interfaz sensores.....	170
Figura 72 Diagrama de conexión foto barrera en U.	171

Figura 73 Sección 1 finales de carrera.....	171
Figura 74 Sección 2 salidas tarjeta de control.	172
Figura 75 Ubicación sensores de posición angular y giro.	173
Figura 76 Diagrama de conexión LDR.	174
Figura 77 Sección 3 entradas sensores de giro y posición angular.	174
Figura 78 Bornera de conexión paro de emergencia.	175
Figura 79 Bornera de conexión de la fuente de alimentación.	175
Figura 80 Pantalla inicial interfaz gráfica.....	177
Figura 81 Pantalla de ingreso de datos.....	178
Figura 82 Pantalla de selección de ciclo de trabajo.	179
Figura 83 Pantalla de confirmación de ciclo de trabajo.....	180
Figura 84 Pantalla de proceso.	181
Figura 85 Ingreso de Usuario de Mantenimiento.	183
Figura 86 Pantalla de mantenimiento.....	184
Figura 87 Pantalla de ayuda: información general.....	185

Figura 88 Pantalla de ayuda: tipo de movimiento y ángulo de trabajo.....	186
Figura 89 Pantalla de ayuda: ubicación de la adaptación.	187
Figura 90 Tendencia error vs desfase angular.....	209
Figura 91 Tendencia sesión de rehabilitación vs ángulo de movilidad rehabilitación muñeca.	215
Figura 92 Tendencia sesión de rehabilitación vs ángulo de movilidad rehabilitación codo.	215

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo A: Planos Mecánicos

Anexo B: Hojas de Procesos

Anexo C: Diagrama de Conexión

Anexo D: Datasheets

Anexo E: Código de Matlab

Anexo F: Manual de Usuario

Anexo G: Pruebas de Campo

RESUMEN

El presente proyecto describe el desarrollo de un prototipo de rehabilitación para el codo y la muñeca, destinado a usarse en la primera y segunda etapa de rehabilitación, donde el paciente debe realizar ejercicios pasivamente para lograr recuperar progresivamente la movilidad completa de sus articulaciones. Se han tomado en consideración la biomecánica y antropometría del brazo para así llevar a cabo los movimientos de flexión- extensión, pronación-supinación del codo, flexión-extensión, abducción-aducción de la muñeca mediante un diseño adaptable a cada paciente, siendo útil para la rehabilitación del brazo izquierdo o derecho del paciente. Además el proyecto consta de una interfaz gráfica amigable al usuario, para el control del proceso de rehabilitación, haciendo su utilización de fácil entendimiento lo que permite utilizar rápidamente el prototipo y adaptarlo al proceso de rehabilitación requerido por el paciente.

Palabras Claves:

- Rehabilitación
- Extremidad Superior
- Servomotor
- Arduino

ABSTRACT

This project describes the development of a rehabilitation prototype for elbow and wrist. It is meant to be used during the first and second phases of rehabilitation when the patient should exercise passively in order to recover the complete mobility of his joints progressively. The biomechanics and anthropometrics are taken into account in order to generate the movements of flexion - extension, pronation – supination in the elbow, flexion – extension, and abduction – adduction in the wrist following an adaptable design for every patient. In addition, this prototype allows the rehabilitation for either the left or the right arm. The project consists of a graphic user's interface to control the rehabilitation process. It is easy to understand. For this reason, the user is able to learn to control the prototype in a short time and setup the process required for a patient.

Keywords:

- Rehabilitation
- Upper Limb
- Servomotor
- Arduino

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

1.1 Antecedentes

En la actualidad encontramos en hospitales y clínicas, muchos tipos de máquinas de rehabilitación con tecnología de última generación, están enfocados a rehabilitar órganos, músculos y tejidos con distintas causas de lesiones o dificultades de movimiento por previos accidentes o enfermedades, es decir, recobrar de manera significativa el movimiento óptimo y funcionalidad de las partes del cuerpo humano que se han visto afectadas.

Las máquinas de rehabilitación están orientadas a personas con problemas neurológicos, personas con proceso de recuperación post-operación, fracturas y demás enfermedades relacionadas con la movilidad de sus extremidades, enfermedades que necesitan de una asistencia médica en el área de Terapia Ocupacional; considerando la dificultad por parte de los pacientes a realizar ejercicios por su propia voluntad por presencia de dolor, se observa que estos pacientes tienen reacciones positivas a ejercicios y a movimientos pasivos de sus miembros dañados.

Estas han sido diseñadas para que las personas que las utilicen, no corran ningún tipo de riesgo al realizar los ejercicios en los equipos; además de permitir una mayor precisión, y control en la ejecución de los ejercicios. Estas máquinas tienen por objetivo mejorar y ayudar a las personas a lograr los movimientos por sí solas mediante la repetición de diversos ejercicios; facilitando de esta manera que retomen sus actividades cotidianas y hagan uso del correcto funcionamiento de cada parte de su cuerpo.



Figura 1 Rehabilitación de la extremidad superior.

Fuente: (HOCOMA, 2010)

1.2 Justificación

La robótica ha revolucionado en el campo de la medicina en varias aplicaciones y pese a que muchas de estas se encuentren en investigación

hasta el momento, otras se encuentran ya en funcionamiento alrededor del mundo con resultados eficaces y satisfactorios. Específicamente hablando de la robótica terapéutica la cual se utiliza en ámbito ambulatorio o domiciliario es la que provee una rehabilitación acelerada a pacientes que han sufrido enfermedades o accidentes que les han mermado sus funciones motoras impidiendo su completa independencia.

En la actualidad las personas con discapacidad se encuentran en un proceso de inclusión cada vez mayor por lo que resulta de gran importancia que puedan ser aptos para diversos trabajos. Considerando que en el Ecuador las estadísticas dispuestas por el CONADIS indican que las personas con discapacidad registradas alcanzan los 347374 habitantes, de los cuales existen 168381 personas con discapacidad física; por este factor y el conocimiento de que la robótica terapéutica puede ayudar significativamente a la mejora de los movimientos y actividades cotidianas de estas personas, nos hemos visto impulsadas a ejecutar este proyecto.

Tabla 1 Total de personas registradas en el CONADIS (2012)

TIPO DE DISCAPACIDAD	AUDITIVA	FISICA	INTELECTUAL	LENGUAJE	PSICOLOGICO	VISUAL	TOTAL
TOTAL	41748	168381	78334	4909	13797	40205	347374

Fuente: (CONSEJO NACIONAL DE IGUALDAD DE DISCAPACIDADES, 2013).

Tomando en cuenta los factores previamente nombrados queremos lograr que el presente proyecto ayude y acelere el proceso de mejora del paciente mediante ejercicios repetitivos y progresivos, pudiendo controlar el tipo de ejercicio a realizar, el área a ejercitar. Es importante mencionar que el proyecto no pretende eliminar la presencia del fisioterapeuta en las sesiones de rehabilitación, sino de permitir una mejora en la movilidad de los pacientes que se encuentran en rehabilitación. Un aspecto que hemos tomado en cuenta al proponer el proyecto la dificultad de encontrar este tipo de máquinas de rehabilitación en el país actualmente debido a su alto costo de importación.

1.3 Alcance del Proyecto

Diseñar, construir e implementar un prototipo automatizado para la rehabilitación de la extremidad superior de una persona adulta, específicamente codo y muñeca. Este equipo cumplirá con las características y parámetros detallados en la Tabla 2.

La rehabilitación está orientada a la recuperación parcial alcanzando la totalidad de movimiento de las articulaciones pertinentes durante la primera y segunda fase de rehabilitación considerando el estado inicial del paciente. No se logrará la tercera fase donde la persona emplea fuerza voluntariamente para realizar ejercicios.

Tabla 2 Alcance del proyecto

Características	Detalle
Partes del Brazo a Rehabilitar	Codo Muñeca
Grados de Libertad	4
Movimientos a realizar	Pronación y Supinación Codo Abducción y Aducción Muñeca Flexión y Extensión Muñeca Flexión y Extensión Codo
Ángulos de Movimiento	Pronación 90° - Codo Supinación 90° - Codo Flexión 130° - Codo Extensión 0° - Codo Flexión 70° - Muñeca Extensión 70° - Muñeca Abducción 15° - Muñeca Aducción 30° - Muñeca
Tipo de ejercicio	Pasivos Repetitivos
Tipo de motores	Servomotores
Cantidad de Motores	1
Variables a Sensar	Angulo de giro Sentido de giro
Tipo de Comunicación	USB
Interfaz de Usuario	Computador
Dimensiones estimadas	Largo: 80 cm – 1 m Ancho: 80cm – 1 m Altura: 90cm- 1 m

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo General:

Diseñar e implementar un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca, el cual desarrollará una mayor habilidad en los movimientos de flexión, extensión, aducción, abducción, pronación y supinación del paciente para su desenvolvimiento en actividades cotidianas.

1.4.2 Objetivos Específicos:

- Profundizar el estudio de la parte de la biomecánica de la extremidad superior donde intervienen los ángulos y movimientos propios de esta, con el fin de lograr adaptar y combinar las características del prototipo con las capacidades del paciente.
- Diseñar mecanismos para movimientos repetitivos de flexión, extensión, pronación, supinación, aducción y abducción para el tratamiento de rehabilitación de codo y muñeca.
- Implementar un prototipo para el tratamiento de rehabilitación de codo y muñeca utilizando dispositivos, materiales y equipos disponibles en el mercado al menor costo.

- Desarrollar un prototipo de rehabilitación que cumpla con los ángulos y movimientos correspondientes a la biomecánica de la extremidad superior en un plazo de 10 meses.

1.5 Metodología

El proyecto de tesis se desarrollará utilizando la metodología expuesta en la Figura 2 siguiendo sus respectivas etapas de análisis, diseño, implementación y evaluación.

- *Análisis del Problema:* Planteamiento del problema y análisis de todos los requerimientos del prototipo, tales como: tamaño, amplitud de movimientos, ángulos de giro, etc.
- *Selección de la Solución:* Investigar los mecanismos, circuitos eléctricos y sistemas de control que se adapten a nuestro prototipo, buscar la mayor cantidad de soluciones posibles, para poder escoger la más eficaz y factible para el proyecto.
- *Ejecución del Diseño:* Calcular, diseñar y realizar simulaciones del prototipo tanto en la parte mecánica, como en la eléctrica.
- *Construcción:* Implementar el diseño realizado en la etapa anterior, basado en planos y programas de simulación.
- *Implementación:* Acoplar los sistemas mecánico, eléctrico y de control del prototipo.

- *Pruebas*: Comprobar el correcto funcionamiento del prototipo y ajustar y corregir cualquier defecto de la implementación.
- *Resultados*: Documentar el diseño y la implementación del prototipo.



Figura 2 Metodología para elaboración del proyecto de tesis

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

CAPÍTULO 2

FUNDAMENTO TEÓRICO

2.1 Introducción de la Robótica en la Rehabilitación

La aplicación integrada de un amplio espectro de tecnologías, para el control de estímulos sensoriales, del movimiento y las fuerzas, tales como la robótica avanzada, la Mecatrónica, la realidad virtual y los interfaces hombre-máquina, junto con los recientes hallazgos en biomecánica, en neurología, y en medicina de rehabilitación con el objetivo de definir nuevos métodos y herramientas para hacer frente a las crecientes necesidades de rehabilitación de las personas con discapacidad se denomina Rehabilitación Robótica (Rehabilitación Robótica, 2013).

Enfocándonos en la rehabilitación, se debe mencionar que ésta consiste en un conjunto o serie de procedimientos con el fin de ayudar al paciente a alcanzar su potencial físico de acuerdo con su deficiencia fisiológica o anatómica. La robótica de rehabilitación considera en el diseño de sus equipos la deficiencia del paciente para lograr su mejoramiento muscular.



Figura 3 Diagrama de la robótica en la Rehabilitación.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Los robots terapéuticos asisten o dan apoyo al especialista, en este caso, el fisioterapeuta, quien asigna el ejercicio a realizarse. Los pacientes responden positivamente a este tipo de tratamiento, a menudo no son posibles estos niveles de atención, pero incluso si los pacientes tienen fácil acceso a fisioterapeutas bien formados, los tratamientos se podrían mejorar con la ayuda de robots (Toth Andras, 2006). El proceso de terapia a través de robots se cumple a partir de tres fases:

- **Primera:** El fisioterapeuta programa el equipo robótico seleccionando los ejercicios a realizar dependiendo de las necesidades del paciente.

- **Segunda:** Se analiza el avance o el estado actual del paciente y se reestructura el programa terapéutico.
- **Tercero:** Por último, se ejecuta el programa, mediante el robot o sistema terapéutico, permitiendo al fisioterapeuta tener el control del procedimiento en todo momento.

Existen algunos ensayos clínicos de los sistemas terapéuticos robóticos donde indican que la fisioterapia robótica es segura y fiable, que los pacientes no tienen miedo a los robots y que para los fisiatras es simple el aprendizaje de manejo del sistema. Los ejercicios robóticos son tan eficientes y relajantes como la tradicional fisioterapia hecha por el especialista en persona, sin embargo, los tratamientos robóticos han mostrado una mejora más significativa en los pacientes.

2.2 Conceptos Básicos

2.2.1 Diseño de Máquinas

El diseño de máquinas se encarga de la creación de maquinaria que funcione de forma segura y confiable, además define y calcula movimientos, fuerzas y cambios de energía con la finalidad de determinar el tamaño, la forma y el material de cada elemento. Las máquinas están formadas de elementos que tienen una interrelación específica para lograr los distintos movimientos y

fuerzas necesarios. Para el diseño, se consideran fuerzas estáticas, análisis de cargas dinámicas asociadas al movimiento, masa y geometría de cada uno de sus componentes.

2.2.2 Prototipo

Un prototipo es el primer modelo que sirve como modelo experimental de un producto, el cual está dispuesto a pruebas con situaciones reales necesarias para su posterior mejora en el desarrollo del producto. El objetivo del prototipo es llegar a cumplir con los requerimientos propuestos en el producto, ya que este debe funcionar y evolucionar a través de las correcciones realizadas en las pruebas, generando calidad y eficiencia en el producto final.

2.2.2.1 Tipos de Prototipos

- *Prototipo no funcional*: Sirve únicamente para probar algunos aspectos de diseño.
- *Primer prototipo de una serie*: Es el modelo de muestra y de prueba, en el que se realiza la experimentación para comprobar su funcionalidad y cumplimiento de requisitos propuestos.
- *Prototipo de características seleccionadas*: Modelo que tiene ciertas características parecidas a las que conservará el sistema final.

2.2.3 Validación de Prototipos

Para la validación del prototipo se considera el usuario quien prueba el prototipo y se informa las correcciones que deban efectuarse. Para dicha validación, las correcciones pueden ser de tres tipos:

- *Errores de programación:* La programación del sistema deberá ser corregida para mejorar la funcionalidad del sistema.
- *Errores de diseño:* En ocasiones, al momento de realizar las pruebas pueden aparecer problemas debido a la implementación del prototipo, en este caso, pueden haber las opciones de comenzar nuevamente el diseño para corregir errores o realizar el análisis, la corrección y una validación del diseño que se incluya en una nueva fase del prototipo, es decir, Prototipo No.2.
- *Funcionalidad faltante:* Se debe indicar que funciones deben agregarse en el Prototipo No.2 y las razones de no estar presentes en el Prototipo No.1.

2.2.4 Transferencia de Tecnología de Prototipo/ Máquina

Proceso a través del cual se transfiere una investigación o desarrollo tecnológico a una entidad del sector productivo, con la finalidad de que esta

adquiera ventajas competitivas y llegue al mercado como un producto, proceso o servicio novedoso, impulsando el desarrollo y crecimiento de los diversos sectores de la sociedad mediante el acceso al conocimiento y experiencia de los grupos de investigación.

2.2.5 Fases de Rehabilitación:

2.2.5.1 Primera Fase de Rehabilitación:

El paciente tiene su brazo o articulaciones inflamadas, con una pérdida de movilidad. Como parte de la primera fase de rehabilitación se incluyen compresas calientes, ultrasonido, parafina y unos primeros movimientos.

2.2.5.2 Segunda Fase de Rehabilitación:

Dentro de la segunda fase la extremidad superior del paciente está desinflamada y existe una mayor movilidad. El objetivo de esta fase es llegar a la movilidad completa de las articulaciones.

2.2.5.3 Tercera Fase de Rehabilitación:

En esta etapa de rehabilitación el paciente tiene una movilidad completa y se inicia con ejercicios que implican fuerza voluntaria por parte del paciente de manera que al culminar la presente fase se consiga que las actividades posteriores a la rehabilitación sean normales y cotidianas sin problemas ni dolor para el paciente.

2.2.6 Tipos de Movimientos en Rehabilitación:

2.2.6.1 Movimientos Pasivos

Movimiento que se ejecuta mediante la acción de una fuerza externa, sin que la persona intervenga activamente oponiendo resistencia. Son utilizados cuando las condiciones psicofísicas del paciente se encuentran afectadas, en ciertas condiciones patológicas o de grave deterioro, este método puede representar la única posibilidad de movilización de la parte afectada del paciente.

2.2.6.2 Movimientos Activos

Son los ejecutados mediante la voluntad del paciente, tienen por objetivo mantener la funcionalidad motora o restablecer funciones de movimiento deterioradas por alguna enfermedad.

2.2.6.3 Movimientos Activo – Asistidos

Los hace el paciente con asistencia del kinesiólogo.

2.2.6.4 Movimiento Resistido

Lo ejecuta el paciente pero contra una resistencia que le ofrece una fuerza externa.

2.3 Estado del Arte en Robots para rehabilitación en Terapia Ocupacional

2.3.1 Terapia Ocupacional

La investigación tecnológica y sus aplicaciones clínicas relacionadas con el uso de dispositivos robóticos para mejorar la marcha es un campo más desarrollado, en terapia ocupacional, las aplicaciones de la terapia asistida por robots se centran más en el tratamiento del miembro superior (Polonio & Romero, 2010).

La robótica debe utilizarse conjuntamente con otras técnicas ocupacionales y no de manera alternativa y única pues es necesaria la preparación del paciente a los movimientos que va a efectuar, el entrenamiento conjunto con el robot y la posterior actividad de los pacientes en su vida cotidiana. Por esta razón, la terapia ocupacional tradicional debe ir profundamente ligada con la robótica. Pese a que el periodo de recuperación no se disminuye con la presencia de robots terapéuticos de rehabilitación, su importancia radica en la motivación de los pacientes para realizar el tratamiento.

Actualmente se ha demostrado que la combinación de la rehabilitación estándar y la terapia robótica ayuda significativamente en la rehabilitación de un paciente que ha sufrido un derrame. Específicamente hablando del dispositivo robótico ReoGo, el cual ayuda a este tipo de pacientes utilizando movimientos

repetitivos de los hombros, brazos y codos logrando aumentar las funciones del hombro y del brazo afectado (NEUROAID, 2012).

También encontramos el robot Ursus, este presenta una forma de peluche que ayuda a niños discapacitados o con problemas de movilidad en sus miembros superiores. Este robot ayuda a los niños en el proceso de rehabilitación enseñándoles a realizar movimientos con sus codos, hombros, y muñecas mediante la imitación. Con la ayuda del fisioterapeuta a cargo, el niño interactúa también con un videojuego para su rehabilitación (MEDULARDIGITAL, 2011).

Un robot terapéutico que también incluye un juego virtual es RoboTerapist 3D en el cual el paciente debe cumplir a través de este juego con actividades cotidianas como comer, beber, peinarse, coger un vaso; motivando al paciente a realizar el ejercicio. Cada sesión de rehabilitación con este robot es de aproximadamente 45 minutos siendo supervisado por el fisioterapeuta. Este robot ha demostrado que los pacientes que lo han utilizado han presentado una mejora considerable de su extremidad superior durante la rehabilitación (Fernandez, 2010).

2.4 Biomecánica del Miembro Superior

2.4.1 Introducción

La biomecánica es una disciplina científica que estudia las estructuras de carácter mecánico; tales como, modelos, fenómenos y leyes que sean relevantes en el movimiento (incluyendo el estático) de los seres vivos, fundamentalmente del cuerpo humano. Esta área de conocimiento se apoya en diversas ciencias biomédicas, utilizando los conocimientos de la mecánica, la ingeniería, la anatomía, la fisiología y otras disciplinas, para estudiar el comportamiento del cuerpo humano y resolver los problemas derivados de las diversas condiciones a las que puede verse sometido (Biomecánica, 2013).

La biomecánica ha tenido un gran desarrollo en relación con aplicaciones de la ingeniería, informática y de modelos matemáticos, para el conocimiento de los sistemas biológicos y de partes del cuerpo humano, facilitando su aplicación práctica y su utilización como nuevos métodos de valoración y diagnóstico.

Los campos de aplicación de la Biomecánica son diversos:

- *Biomecánica Clínica:* Su finalidad es la de evaluar funcionalmente las patologías presentes en el paciente con el objetivo de repararlas independientemente del campo terapéutico con el que se lo debe tratar.

- *Biomecánica Deportiva*: El objetivo de la biomecánica deportiva es analizar la mecánica de los deportes para mejorar, y en muchos casos, optimizar el rendimiento y desempeño de los atletas, evitando posteriores lesiones.
- *Biomecánica Ocupacional*: Se enfoca en la relación que tiene el cuerpo humano con las actividades y movimientos laborales y de su propia naturaleza; tiene estricta relación con la ingeniería ergonómica.

2.4.2 Planimetría

Para entender la planimetría del cuerpo humano se debe tener conocimiento sobre la posición neutra o posición cero, es una posición humana de referencia que se adopta como punto de inicio para realizar la medición goniométrica¹.

La planimetría es la descripción de los planos imaginarios que sirven de referencia para dividir el cuerpo humano en diferentes zonas y facilitar su estudio.

En el cuerpo humano, se reconocen tres planos perpendiculares entre sí: plano sagital, plano frontal o coronal y plano transversal o axial. Cada uno de estos planos son cruzados perpendicularmente por un eje, sobre los cuales se

¹ Goniometría: En Rehabilitación, se utiliza para determinar el punto de inicio de un tratamiento, evaluar su progresión, establecer un pronóstico, modificar el tratamiento o darle un punto final. Además determina los ángulos de desplazamiento y rotación del cuerpo humano.

producen los movimientos articulares: eje medio lateral, eje anteroposterior y eje vertical respectivamente.

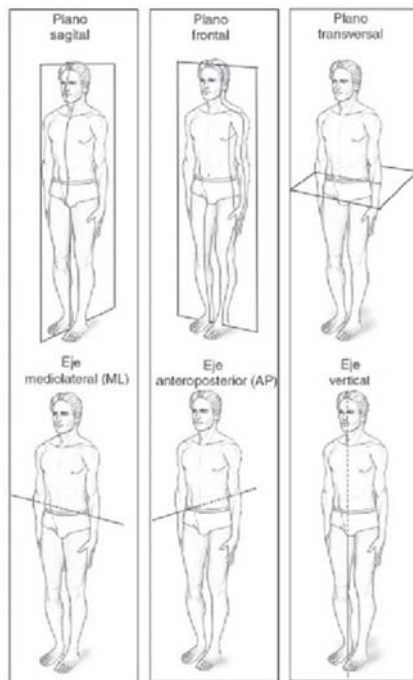


Figura 4 Planos y ejes del cuerpo.

Fuente: (Taboadela, 2007)

2.4.2.1 Plano sagital medio

Este plano divide al cuerpo en dos mitades: una derecha, y la otra, izquierda, todos los planos paralelos a este se denominan planos sagitales o parasagitales. A su vez los planos sagitales son cruzados perpendicularmente por el eje medio lateral, sobre el que se producen los movimientos de flexión y extensión, visibles en la persona colocada de perfil.

2.4.2.2 Plano frontal o coronal

Este plano es perpendicular a cualquiera de los planos sagital, el mismo que dividen al cuerpo en dos partes, una anterior y otra posterior. Lo cruza perpendicularmente el eje anteroposterior sobre el cual se producen los movimientos de abducción y aducción, visibles en la persona colocada de frente.

2.4.2.3 Plano transversal u horizontal

Este plano es perpendicular a cualquiera de los planos perpendiculares a los planos medio y coronal que dividen al cuerpo en dos partes: una craneal o superior y otra caudal o inferior. Lo cruza perpendicularmente el eje vertical, sobre el cual se producen los movimientos de rotación que son vistos desde arriba o desde abajo.

2.4.3 Rango de movimiento y Ángulos del Miembro Superior Humano

2.4.3.1 Articulación del codo

Es la articulación intermedia del miembro superior, al realizar la unión del brazo y antebrazo, permite desplazar la extremidad activa: la mano. Presenta movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación.



Figura 5 Articulación del codo.

Fuente: (Taboadela, 2007).

2.4.3.1.1 Analogía Mecánica:

El codo es una articulación tipo bisagra - pivot. El tipo bisagra permite realizar los movimientos de flexión y extensión, a su vez el tipo pivot los movimientos de pronación y supinación.

2.4.3.1.2 Movimientos de Flexión-Extensión:

- *Movimiento:* Se procede a efectuar la flexión y la extensión del codo. Se debe tener en cuenta que en sujetos normales la extensión activa del codo es 0° . En algunas personas laxas, la extensión pasiva puede llegar hasta 10°

- *Registro*: Se registra el ángulo formado entre la posición 0 y la posición final de flexión y extensión.
- *Valores normales*: Flexión 0-150° y extensión: 0° (personas laxas 0-10°).

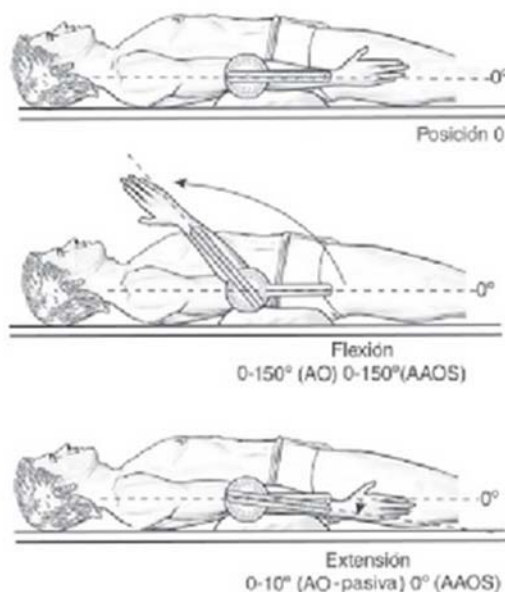


Figura 6 Movimientos de flexión y extensión del codo.

Fuente: (Taboadela, 2007).

2.4.3.1.3 Movimientos de Pronación-supinación:

La pronosupinación es el movimiento de rotación del antebrazo en torno al eje longitudinal. Este movimiento se da mediante la intervención de dos articulaciones mecánicamente unidas. Participan las articulaciones radio cubital inferior y superior. Esta rotación le da al complejo de la muñeca un tercer grado de libertad

- *Posición:* Paciente sentado, hombro en posición 0; codo flexionado en 90° para evitar la rotación del hombro; el antebrazo y muñeca en posición 0.
- *Registro:* Se registra el ángulo formado entre la posición 0 y la posición final de pronación y supinación.
- *Valores normales:* Supinación: 0-90° y pronación: 0-90°.

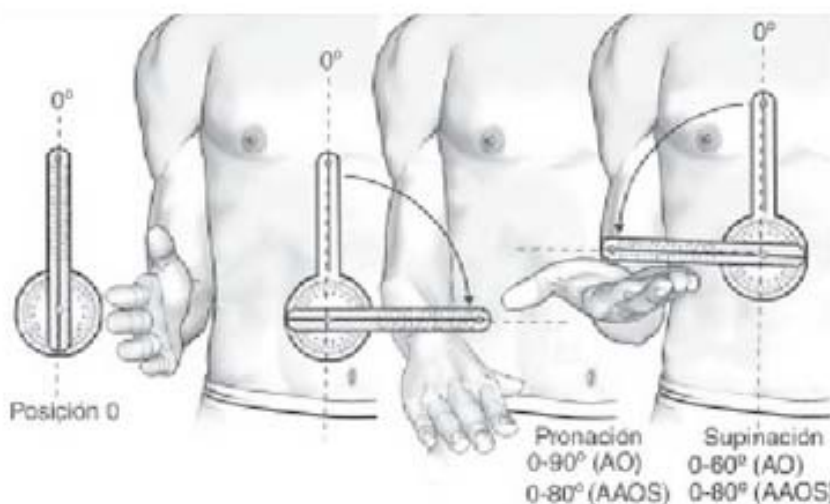


Figura 7 Movimientos de supinación y pronación del codo.

Fuente: (Taboadela, 2007)

2.4.3.2 Articulación de la muñeca

Presenta movimientos de flexión-extensión y desviación radial-cubital.

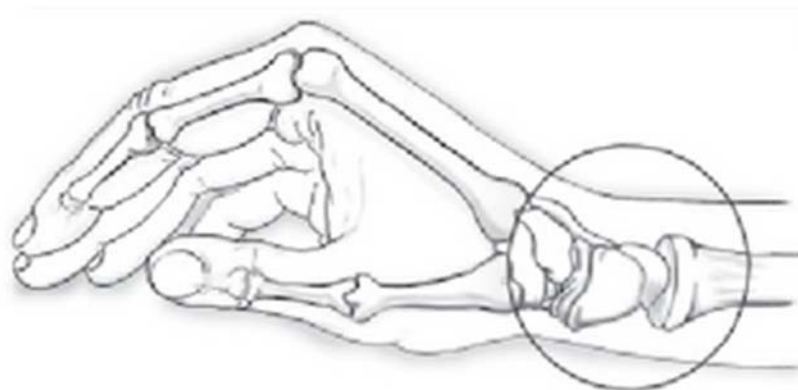


Figura 8 Articulación de la muñeca.

Fuente: (Taboadela, 2007).

2.4.3.2.1 Analogía Mecánica:

La muñeca tiene una articulación elipsoidal, la misma que representa una articulación biaxial ya que posee dos ejes de movimiento, lo que permite realizar los movimientos de aducción, abducción, flexión y extensión.

2.4.3.2.2 Movimientos de Flexión-extensión:

- *Posición:* Paciente sentado, antebrazo en pronación apoyado sobre una mesa.
- *Registro:* Se registra el ángulo formado entre la posición 0 y la posición final de flexión y extensión.
- *Valores normales:* Flexión: 0-70°. Extensión: 0-70°.

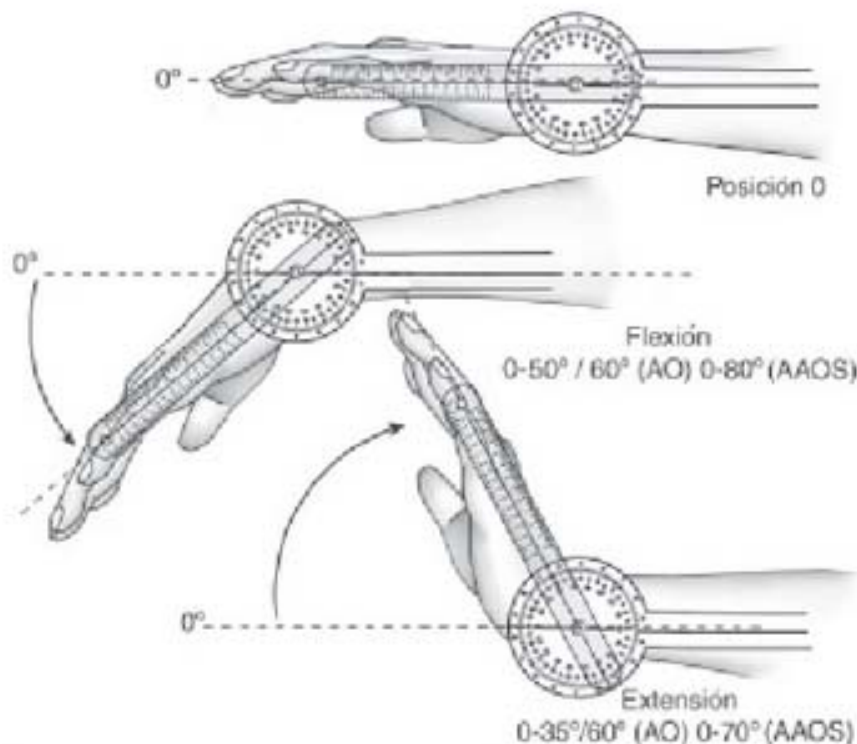


Figura 9 Movimientos de flexión y extensión de la muñeca.

Fuente: (Taboadela, 2007)

2.4.3.2.3 Movimientos de Aducción y Abducción

- *Posición:* Paciente sentado, antebrazo en pronación apoyado sobre una mesa.
- *Registro:* Se registra el ángulo formado entre la posición 0 y la posición final de desviación radial y cubital.
- *Valores normales:* Aducción (Desviación radial): 0- -30°. Abducción (Desviación cubital): 0-+15°.

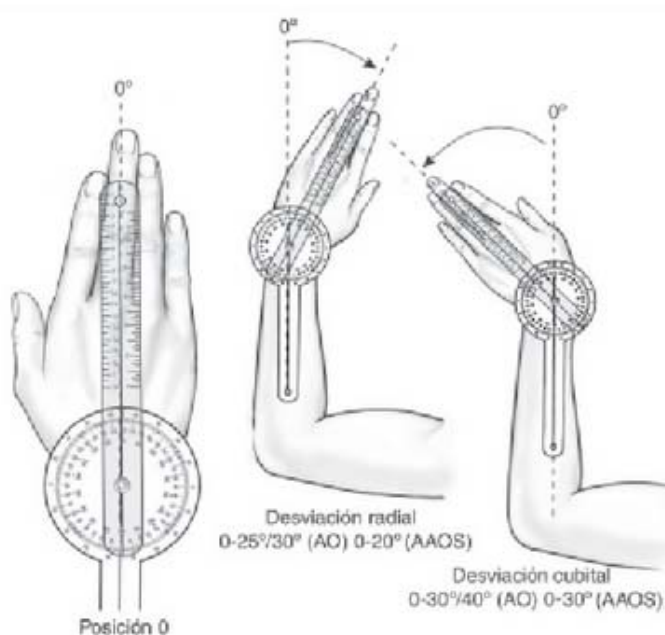


Figura 10 Movimientos de aducción y abducción de la muñeca.

Fuente: (Taboadela, 2007)

2.4.4 Antropometría miembro superior

Puesto que el prototipo de rehabilitación, manipulará directamente el brazo, la muñeca y la mano, es fundamental que este se acople a cada paciente, para que su uso sea eficiente y no incomode al paciente mientras realiza los ejercicios de rehabilitación.

Para esto, se ha considerado los datos del libro *The Measure of Man and Woman: Human Factors in Design* (Tilley, 1993), los mismos que han sido recopilados de gran número de personas que han sufrido problemas en sus miembros superiores; estos datos han tomados para el desarrollo de prototipos

y máquinas de rehabilitación del miembro superior que han sido comercializados.

Para una mejor comprensión de la Tabla 3 que detalla las dimensiones del brazo humano, debemos mencionar que el percentil 1% representa al valor mínimo de las mediciones, 50% el promedio y el 99% al valor máximo de las medidas de la población adulta.

2.4.4.1 Medidas Antebrazo, Mano y Muñeca

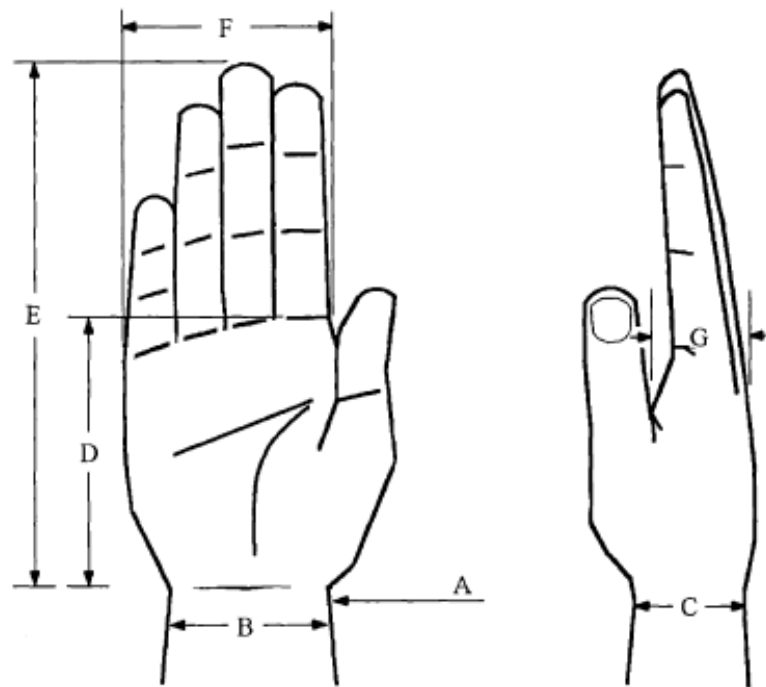


Figura 11 Dimensiones muñeca y mano promedio.

Fuente: (William, 2001)

Tabla 3 Dimensiones mano y muñeca masculino y femenino.

DIMENSIONES DE MANO Y MUÑECA						
HOMBRES						
	1%il (plg)	1%il(mm)	50%il (plg)	50%il(mm)	99%il (plg)	99%il(mm)
A	6.0	152.4	6.9	175.3	7.8	198.1
B	2.3	58.4	2.7	68.6	3.0	76.2
C	1.5	38.1	1.7	43.2	2.0	50.8
D	2.6	66.0	3.0	76.2	3.4	86.4
E	6.6	167.6	7.5	190.5	8.4	213.4
F	3.1	78.7	3.5	88.9	3.9	99.1
G	1.1	27.9	1.3	33.0	1.5	38.1
MUJERES						
A	5.3	134.6	5.9	149.9	6.6	167.6
B	2.0	50.8	2.3	58.4	2.6	66.0
C	1.2	30.5	1.5	38.1	1.7	43.2
D	2.5	63.5	2.9	73.7	3.3	83.8
E	6.0	152.4	6.9	175.3	7.8	198.1
F	2.7	68.6	3.0	76.2	3.3	83.8
G	0.9	23.6	1.1	27.7	1.3	31.8

Fuente: (William, 2001)

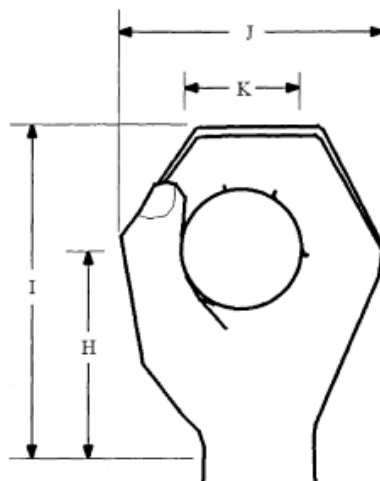


Figura 12 Dimensiones de la mano y la muñeca sujetando el mango.

Fuente: (William, 2001)

Tabla 4 Dimensiones de la mano y la muñeca sujetando un mango.

DIMENSIONES MANO Y MUÑECA						
HOMBRES						
	1%il (plg)	1%il(mm)	50%il (plg)	50%il(mm)	99%il (plg)	99%il(mm)
H	2.6	66.0	3.0	76.2	3.4	86.4
I	3.8	96.5	4.7	119.4	5.6	142.2
J	3.4	86.4	3.7	94.0	4.1	104.1
K	1.25-1.5	31.8-38.1	1.25-1.5	31.8-38.1	1.25-1.5	31.8-38.1
MUJERES						
H	2.5	63.5	2.9	73.7	3.3	83.8
I	3.8	96.5	4.3	109.2	4.8	121.9
J	3.0	76.2	3.3	83.8	3.6	91.4
K	1.25-1.5	31.8-38.1	1.25-1.5	31.8-38.1	1.25-1.5	31.8-38.1

Fuente: (William, 2001)

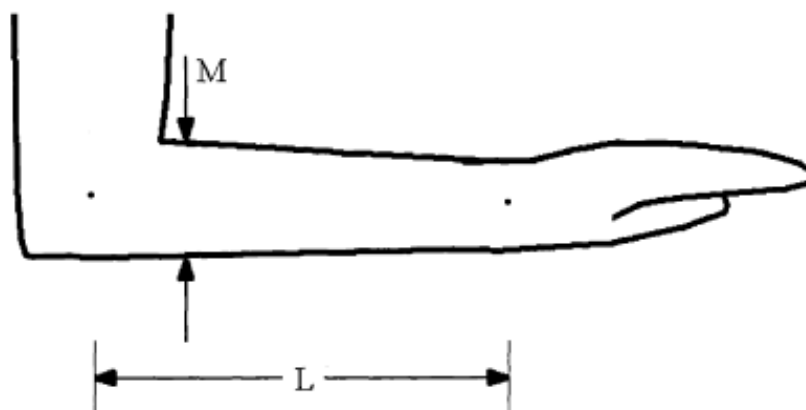


Figura 13 Dimensiones del antebrazo.

Fuente: (William, 2001)

Tabla 5 Dimensiones del antebrazo masculino y femenino.

DIMENSIONES ANTEBRAZO						
HOMBRES						
	1%il (plg)	1%il(mm)	50%il (plg)	50%il(mm)	99%il (plg)	99%il(mm)
L	9.2	233.7	10.1	256.5	10.8	274.3
MUJERES						
L	8.3	210.8	9.2	233.7	9.7	246.4

Fuente: (William, 2001)

Tabla 6 Denominación de partes del antebrazo y muñeca.

DENOMINACION	
A	Circunferencia de la muñeca
B	Ancho de la muñeca
C	Grosor o espesor de la muñeca
D	Longitud del dorso
E	Longitud de la mano
F	Ancho de la mano
G	Grosor o espesor de la mano
H	Distancia del dobléz de la muñeca al centro al mango
I	Longitud del puño
J	Ancho del puño
K	Diámetro óptimo del mango
L	Longitud antebrazo (entre ejes del codo y muñeca)

Fuente: (William, 2001)

CAPITULO 3

DISEÑO DE PROTOTIPO DE REHABILITACIÓN DE CODO Y MUÑECA

3.1 Consideraciones de Diseño

3.1.1 Requisitos y restricciones

Con la finalidad de realizar un diseño óptimo, que se adapte ergonómicamente al paciente satisfaciendo sus necesidades, se debe considerar ciertos requisitos y restricciones que influirán en el desarrollo mecánico, eléctrico y de control para lograr la funcionalidad del prototipo.

El prototipo del sistema de rehabilitación debe ser amigable al paciente brindando seguridad, estabilidad y soporte al realizar los ejercicios, además debe ser ajustable para que lo pueda usar cualquier paciente de edad adulta, durante la primera y segunda fase de rehabilitación.

3.1.1.1 Consideración antropomórfica

El prototipo está netamente enfocado a la rehabilitación de los miembros superiores, por lo que debe tomarse en cuenta el aspecto humano como son sus medidas, posiciones, tipo de movimientos, ángulos, articulaciones, entre otras, para el diseño y análisis del mismo.

3.1.1.2 Tipos de movimientos

El prototipo de rehabilitación realizará 8 movimientos de los cuales, 4 están orientados a la recuperación de la muñeca y los 4 restantes al codo; dichos movimientos se enlistan a continuación, además están expuestos a detalle en el capítulo 2.

- Flexión - Extensión del codo
- Pronación - Supinación del codo
- Flexión - Extensión de la muñeca
- Aducción - Abducción de la muñeca

3.1.1.3 Número de grados de libertad

La importancia de definir los grados de libertad del sistema de rehabilitación, es especificar el número de actuadores que necesitará el sistema para realizar los movimientos de rehabilitación planteados.

El sistema trabajará con 4 grados de libertad, de los cuales 2 estarán destinados a los movimientos de la muñeca y los restantes a los movimientos del codo y antebrazo conjuntamente.

Tabla 7 Grados de libertad y ángulos de movilidad.

MOVIMIENTO	GRADOS DE LIBERTAD	ÁNGULO DE MOVILIDAD
Flexión- Extensión del codo	θ_1	130 ° - 0°
Pronación- Supinación del codo	θ_2	-90 ° - +90°
Flexión- Extensión de la muñeca	θ_3	-70 ° - +70°
Abducción - Aducción de la muñeca	θ_4	-30 ° - +15°

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

3.1.1.4 Trabajo pasivo o discreto

Un trabajo pasivo o discreto implica que los movimientos que serán controlados por computador no tienen una retroalimentación por la parte del paciente. El prototipo podrá ser aplicado dentro de la primera y segunda fase de rehabilitación, donde el paciente cuyas funciones motoras del miembro superior han sido disminuidas parcialmente, necesita de ayuda externa para mover la zona del brazo afectada.

3.1.1.5 Dimensiones de la extremidad superior

Para realizar el análisis y cálculos del diseño se debe considerar algunos datos importantes como son medidas y peso del brazo, antebrazo y muñeca, resumidas en las Tablas 8 y 9.

Tabla 8 Dimensiones consideradas de mano y muñeca.

Rango [cm]	Mínimo	Máximo
Circunferencia de la muñeca	13.46	19.81
Ancho de la muñeca	5.08	7.62
Grosor o espesor de la muñeca	3.05	5.08
Longitud del dorso	6.35	8.64
Longitud de la mano	15.24	21.34
Ancho de la mano	6.86	9.91
Grosor o espesor de la mano	2.36	3.81
Distancia del dobléz de la muñeca al centro al mango	6.35	8.64
Longitud del puño	9.65	14.22
Ancho del puño	7.62	10.41
Diámetro óptimo del mango	3.18	3.81
Dimensiones de Antebrazo		
Longitud antebrazo (entre ejes del codo y muñeca)	21.08	27.43
Diámetro antebrazo	6.1	8.13

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Las dimensiones de la mano, muñeca y antebrazo fueron consideradas de las Tablas 3, 4 y 5, del capítulo 2, de las cuales se escogió el valor mínimo de todas las medidas, las cuales correspondían a los valores de las mujeres, y el valor máximo fue tomado de los valores de los hombres, el objetivo de la

selección de las dimensiones es hacer del prototipo un sistema adaptable para que todo paciente pueda usarlo.

El prototipo debe ser capaz de soportar el peso de la extremidad superior a rehabilitar conjuntamente con las diferentes partes que conforman la máquina de rehabilitación, de manera que pueda realizar los movimientos con normalidad durante el proceso de rehabilitación. Razón por la cual, en la Tabla 9 se muestran las masas de la mano y el antebrazo, de las cuales hemos considerado las masas máximas para realizar el prototipo para asegurarnos que sea apto todo tipo de paciente.

Tabla 9 Masas consideradas de mano, antebrazo y muñeca.

Masas [kg]	Mínimo	Máximo
Mano	0.45	0.73
Mano y antebrazo	1.58	3.13

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

3.1.1.6 Consideraciones Eléctricas y Electrónicas

Dentro de este punto se restringirá las características del sistema, actuadores y sensores que se utilizarán en el prototipo. El presente proyecto plantea una máquina estática, es decir, no portable por lo que no requiere de baterías para su funcionamiento, si no únicamente una alimentación de fácil

acceso en este caso sería de 120 VAC, sin embargo para la parte electrónica es necesario que el voltaje sea de 5 a 24 VDC por las características de los componentes electrónicos a utilizar.

Con respecto a los actuadores se definió únicamente la presencia de motores para llevar a cabo el funcionamiento del prototipo. El o los actuadores deben cumplir con las características enunciadas en la Tabla 10.

Tabla 10 Consideraciones eléctricas para el actuador.

Característica	Detalle
Alimentación	5-24VDC o 120VAC
Velocidad	Velocidades variables y bajas inferiores a 10RPM.
Tamaño	Reducido
Precisión	Alta
Ruido	Mínimo

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

En el caso de los sensores es necesario que presenten una alta velocidad de respuesta, ya que estos están relacionados directamente con las seguridades que se deben brindar al paciente.

3.1.1.7 Consideraciones de Control

Dentro de estas consideraciones es necesario definir las variables del sistema que estarán sometidas a un permanente monitoreo y control.

Tabla 11 Variables de Control.

Variables	Tipo de Control
Ángulo	Control en lazo cerrado
Sentido de Giro	Control ON/OFF
Posición	Control ON/OFF

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

En la Tabla 11 se presentan las variables que serán controladas por los diferentes sensores que interactúan en el sistema.

3.2 Estructura general del sistema

Previo al diseño del sistema es importante mencionar el diagrama de bloques general, el cual sintetiza la relación entre las diferentes áreas que conforman el prototipo.

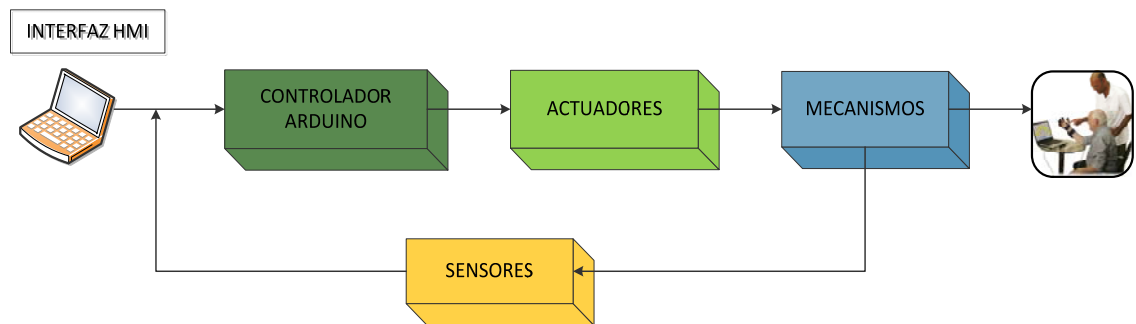


Figura 14 Diagrama de Bloques General.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

3.3 Selección del Tipo de Motor

Teniendo presente las características técnicas (ver Tabla 10) que debe cumplir el motor, es necesario analizar los tipos de motores que cumplen las mismas, de los cuales se seleccionará el que mejor se adapte al funcionamiento del prototipo.

El primer paso es analizar las características de los motores de corriente continua y alterna, para definir el tipo de alimentación del motor; para esto se realizó una tabla comparativa definiendo las particularidades de cada uno.

Tabla 12 Motor DC vs motor AC.

Motor DC	Motor AC
<ul style="list-style-type: none"> • Se puede ajustar la velocidad del motor mediante el aumento de la tensión. 	<ul style="list-style-type: none"> • Su diseño es más simple, pero funcionan a velocidades fijas y no pueden operar a bajas velocidades.
<ul style="list-style-type: none"> • Se pueden utilizar para aplicaciones de baja potencia y de alta potencia. 	<ul style="list-style-type: none"> • Aplicaciones de alta potencia
<ul style="list-style-type: none"> • Alto costo. 	<ul style="list-style-type: none"> • Bajo costo
<ul style="list-style-type: none"> • Requiere mayor mantenimiento. 	<ul style="list-style-type: none"> • Mantenimiento mínimo.
<ul style="list-style-type: none"> • El ruido producido es mínimo. 	<ul style="list-style-type: none"> • El ruido que produce es medio.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Comparando la Tabla 12 con la Tabla 10 se descarta al motor AC, ya que este no cumple con dos requerimientos, el ajuste de velocidad y la posibilidad de trabajo a baja velocidad, ya que el proceso de rehabilitación se realiza en forma pasiva y con movimientos lentos.

Por lo tanto, para el prototipo de rehabilitación de codo y muñeca el motor será de corriente continua.

3.3.1 Motor de Corriente Continua

El motor eléctrico es un dispositivo electromotriz, es decir, convierten la energía eléctrica en energía motriz. El motor de corriente continua es uno de los dispositivos más versátiles en la industria, por su fácil control de par, posición y velocidad, convirtiéndolo en una de las mejores opciones en aplicación de control y automatización de procesos (Martínez, 2012).

Para poder realizar la selección del motor a utilizar, es necesario conocer los diferentes tipos de motores de corriente continua, para dicha elección se considera la forma de control del motor, su costo y además que cumpla con las características técnicas especificadas en la Tabla 10.

3.3.1.1 Motor a pasos

Un motor paso a paso se caracteriza por posicionar su eje en posiciones fijas o pasos dependiendo de la secuencia que se utilice. Este motor presenta las ventajas de tener alta precisión y repetitividad en cuanto al posicionamiento. Cada movimiento o paso que realice el motor mediante la señal de control, tiene un valor predefinido, el avance es generalmente de 1.8° , siendo una desventaja para el presente proyecto, ya que se necesita alcanzar ángulos que estén entre 0° a 270° y al tener pasos o avances predefinidos no es posible conseguir ángulos intermedios en el giro del motor.

3.3.1.2 Servomotor

Es un motor eléctrico de reducido tamaño, controlado por modulación de ancho de pulso (PWM), el cual le permite ubicarse en cualquier posición dentro de su rango de operación, y mantenerse estable en dicha posición. Cuenta con un pequeño motor con un reductor de velocidad y multiplicador de fuerza, dispone también de un pequeño circuito que gobierna el sistema (Servomotores, 2013). El recorrido del eje de salida es de 180° en la mayoría de ellos, pero puede ser fácilmente modificado para un recorrido libre de 360°.

Su desventaja es el alto costo que tiene en el mercado, pero la precisión, el fácil control, y su funcionamiento en bajas velocidades, hacen de este una buena opción de motor.

3.3.2 Análisis y Selección

Después de conocer algunas características de los tipos de motores de corriente continua realizaremos la selección del tipo de motor mediante una tabla comparativa, en la cual se asignará un valor según el porcentaje que cada motor cumpla con la característica planteada.

Tabla 13 Valoración.

Importancia	Valoración
Muy relevante	5
Relevante	4
Medio	3
Baja	2
Nula	1

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Tabla 14 Selección del tipo de motor.

	Servomotor	Motor a Pasos
Características Técnicas	5	4.6
Voltaje	5	5
Amperaje	5	4
Control	5	5
Torque	5	4
Ángulo de Giro	5	5
Tamaño	5	5
Ruido	4	4
Costo	3	2
Precisión	5	2
Impacto Ambiental	5	5
Total	27	25.6

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Analizando los resultados obtenidos de la Tabla 14 el motor cuyas características se adaptan a la necesidad del prototipo es un servomotor.

3.4 Diseño Mecánico

3.4.1 Herramientas de desarrollo

3.4.1.1 SolidWorks

SolidWorks es un programa que permite el desarrollo de modelos mecánicos de piezas y conjuntos de piezas, además permite hacer diferentes análisis mecánicos a la misma.

3.4.2 Diseño de mecanismos

Con el propósito de realizar un diseño óptimo, reduciendo recursos, espacios y costos, se ha analizado la similitud de los movimientos de codo y muñeca, aprovechando las características de los mismos para acoplarlos a un solo mecanismo.

Dado que los movimientos de flexión y extensión del cuerpo humano se realizan en el plano sagital medio con respecto al eje medio lateral, se puede sintetizar los movimientos de flexión y extensión de codo y muñeca en un solo mecanismo.

El movimiento de abducción y aducción de la muñeca se efectúa en el plano frontal, respecto al eje anteroposterior; sin embargo, al rotar el antebrazo 90° (dedo pulgar señalando hacia arriba), la muñeca rota con respecto al eje medio lateral, sin afectar las características del movimiento. Por lo tanto, es posible unir el movimiento de abducción y aducción al mecanismo propuesto para la flexión y extensión de codo y muñeca, utilizando su respectiva adaptación.

El movimiento de pronación y supinación de la muñeca se da en el plano transversal, con relación al eje vertical; para nuestro propósito, no utilizaremos la posición neutra (Ver planimetría Cap. 2) ya que el brazo debe estar elevado a una posición horizontal; al realizar esta variación el plano de trabajo cambia al frontal y el eje de rotación pasaría a ser el anteroposterior, de tal manera que el dedo pulgar esté dispuesto hacia arriba.

Debido a que el eje de rotación de la abducción y aducción es distinto a los movimientos anteriores, se consideró la reubicación del brazo del paciente de tal manera que se logre aprovechar el mismo actuador para realizar todos los movimientos.

Por lo tanto, el diseño del mecanismo admite tres adaptaciones diferentes, con las cuales es posible cumplir con los movimientos planteados. El diagrama

de bloques sintetizado del sistema referente a los mecanismos del prototipo se puede apreciar en la Figura 15.

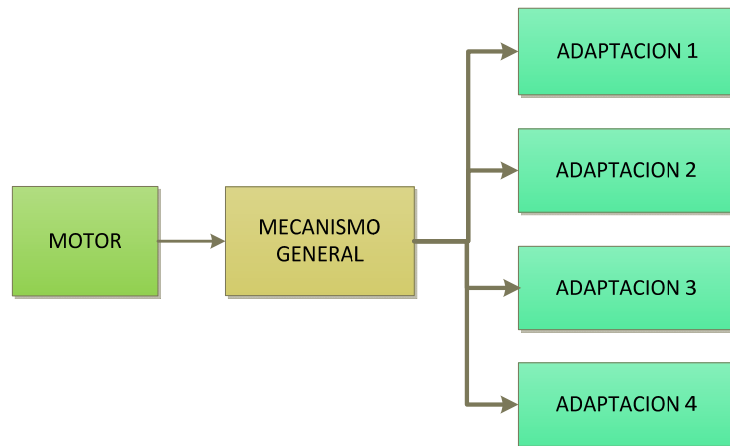


Figura 15 Diagrama de bloques de los mecanismos.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

3.4.3 Sistema de Soporte y Desplazamiento

Considerando la rehabilitación de ambas extremidades, se diseñó un sistema ajustable para el soporte del brazo. Este consta de un canal en forma de T, y dos soportes móviles que se desplazaran sobre éste. Dichos soportes a su vez son desmontables, lo que facilita la reubicación del brazo del paciente dependiendo el movimiento que realice.

Para la dimensión del canal se analizó las posturas del paciente en cada movimiento, determinando que la medida más relevante es la del antebrazo, ya que este debe estar apoyado durante el proceso de rehabilitación.

Dependiendo del brazo a rehabilitar, este se ubicará a la derecha o a la izquierda del centro del prototipo, siendo necesario así tener la presencia del canal en ambos sentidos. Por lo tanto, la medida mínima requerida para el canal corresponde al doble de la longitud máxima del antebrazo, dicha dimensión es tomada de la Tabla 8.

$$L_{canalP} = 2 * L_{antebrazo} \quad \text{Ec. 1}$$

$$L_{canalP} = 2 * 27.43 [cm]$$

$$L_{canalP} = 54.86 [cm]$$

La medida final del canal principal por facilidad de construcción es de 55 cm.

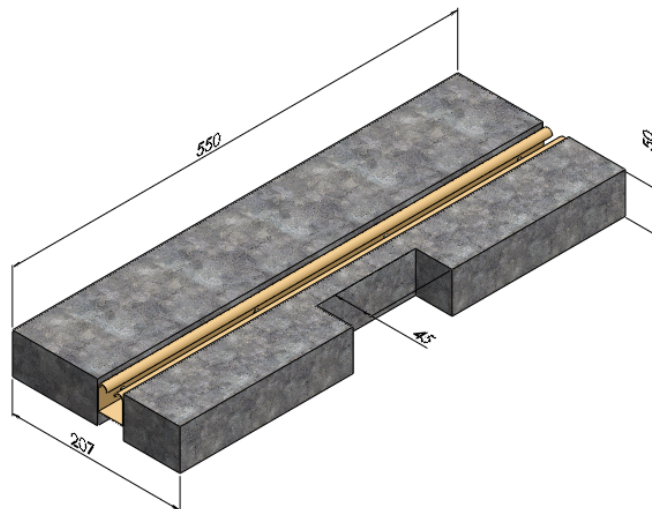


Figura 16 Canal principal.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

El movimiento de pronación y supinación requiere que el brazo se encuentre en el mismo eje de rotación del motor, por lo que se adaptó un canal secundario perpendicular al canal principal. Para este movimiento el paciente necesita sentarse frente al prototipo y colocar cualquiera de sus extremidades sobre los soportes en el canal secundario, siendo necesario únicamente la medida del antebrazo, para el apoyo del mismo.

$$L_{canalS} = L_{antebrazo} \quad \text{Ec. 2}$$

$$L_{canalS} = 27.43 \text{ [cm]}$$

La longitud del canal secundario es 27.5 cm.

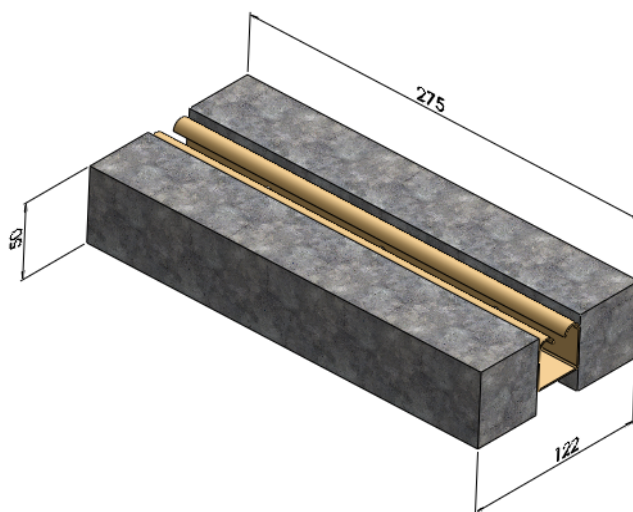


Figura 17 Canal secundario.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Los soportes móviles consisten en un tubo vertical acoplado en su parte superior a un apoyo en forma de U que sigue la anatomía del brazo. En su parte inferior presenta un sistema de desplazamiento y sujeción el mismo que permite a los soportes colocarse en cualquier posición del riel de acuerdo a la longitud del brazo del paciente y ajustar en la posición deseada.

Para el diseño de la altura de los soportes verticales se tomó en cuenta la posición adecuada del paciente para realizar los ejercicios de rehabilitación planteados en el proyecto. La posición ideal consiste en sentarse con el brazo extendido completamente y elevado a la altura del hombro, de tal forma que la muñeca, el codo y el hombro se encuentren alineados a la misma altura.

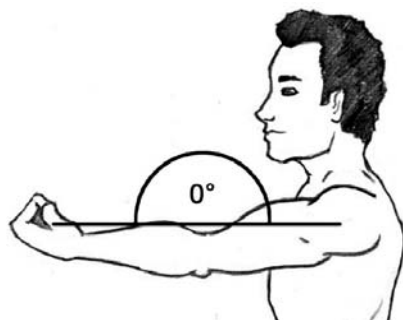


Figura 18 Posición Inicial

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Una vez determinada la posición del paciente se consideró la ergonomía de la persona en posición sentada mostrada en la Figura 19.

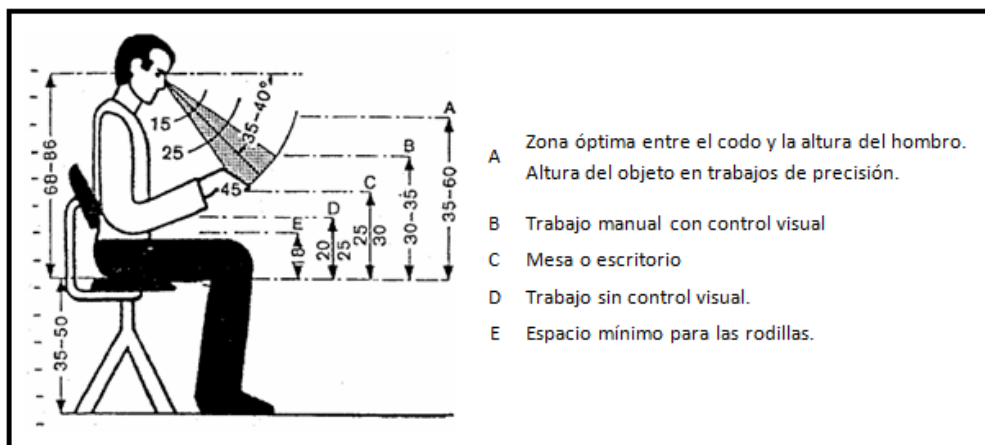


Figura 19 Medidas ergonómicas en posición sentada dadas en cm.

Fuente: (Melo, 2006)

Cabe recalcar que la mesa de apoyo del prototipo no forma parte del presente diseño, sin embargo, se debe tener en cuenta que la mesa debe tener una altura entre 75 a 80 cm. Tomando como base la mesa, la altura del codo del paciente una vez que está alineado con el hombro en su posición inicial, se encuentra en un rango de 20 a 30 cm de alto. Por esta razón, la altura de los soportes es de 15,4 cm ya que se debe considerar también la altura de la base del prototipo que es de 5 cm. Para una mayor comodidad del paciente se debe utilizar una silla regulable la cual permitirá ajustar la altura del paciente para que este acomode su brazo en la posición inicial indicada y realice los ejercicios sin problema.

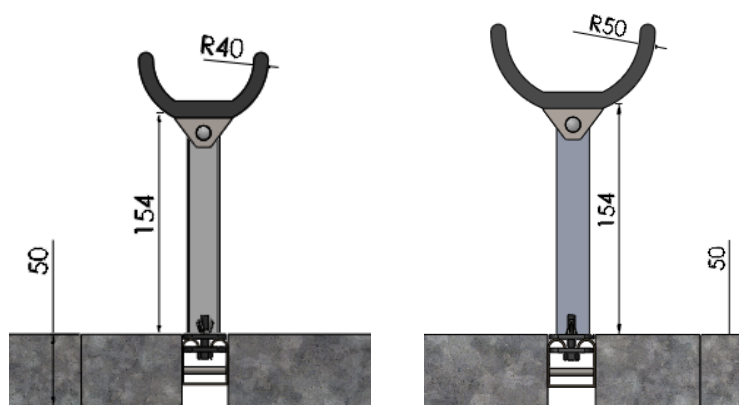


Figura 20 Soportes móviles para el antebrazo y muñeca.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

El diseño de la apertura de los apoyos para el brazo están basadas en la medida de la circunferencia de la muñeca y del antebrazo de la Tabla 8, de tal forma que para su construcción el apoyo la muñeca tiene un diámetro de 8 cm y el apoyo para el antebrazo es de 10 cm. El ancho de los mismos es de 3.5 cm permitiendo que el brazo descansa cómodamente. Estos soportes contarán con correas de sujeción para asegurar el brazo del paciente, evitando posibles desplazamientos durante la ejecución del ejercicio.

3.4.4 Sistema de acople para el Actuador

El actuador del sistema es el motor quien provee de la fuerza y velocidad necesarias para el efectuar el movimiento que se desee. Para la selección del motor se debe conocer la fuerza de torque necesaria para que este sea capaz

de mover los mecanismos y la extremidad superior de la persona en el proceso de rehabilitación.

Para el diseño del sistema de acople es necesario definir el modelo de servomotor que se va a utilizar, para lo cual se realizó los cálculos de torque respectivos. Se ha considerado las masas de mano y antebrazo expuestas en la Tabla 9 y las dimensiones de los mismos correspondientes a la Tabla 8.

Cabe recalcar que en este punto los cálculos no toman en cuenta las masas de los mecanismos a adaptar.

3.4.4.1 Cálculo de Torque

Los datos que influyen para el diseño son los máximos tanto de masas de mano y antebrazo, además la distancia desde el eje del codo hasta el centro de la mano donde se sostiene el mango del sistema para los movimientos del codo, mientras que para los movimientos de la muñeca la distancia a tomar en cuenta es la del dobléz de la muñeca al centro al mango.

Siguiendo la mecánica de Newton referente a momentos, la ecuación obtenida se muestra a continuación:

$$M = F * d$$

Ec. 3

- Para Flexión-Extensión del codo:

$$M = 10.15 Nm$$

- Para Pronación-Supinación del codo:

$$M = 4.19 Nm$$

- Para Flexión-Extensión de la muñeca:

$$M = 1.25 Nm$$

- Para Abducción-Aducción de la muñeca:

$$M = 1.37 Nm$$

3.4.4.2 Selección de modelo de Servomotor

Analizando los resultados de los cálculos de momento, el servomotor a seleccionar debe superar un torque de $10.15 Nm$. No obstante el motor debe tener un torque mayor para que su trabajo no sea forzado.

En la Tabla 15 se exponen los servomotores que se encuentran en el mercado con sus características.

Tabla 15 Servomotores presentes en el mercado.

Marca	Costo	Torque	Facilidad de acople
Futaba [b1]	Bajo	2.16 Nm	Bajo
Hitec [b2]	Bajo	3.43 Nm	Bajo
GWS	Bajo	4.12 Nm	Bajo
Kondo	Medio	6.57 Nm	Media
Torxis	Medio	11.3 Nm	Alta

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

De acuerdo a las necesidades de torque, facilidad de acople y costo para el presente proyecto, se optó por el servomotor de marca Torxis de modelo i00600 cuyas características técnicas se detallan en la Tabla 16.

Tabla 16 Especificaciones técnicas servomotor Torxis i00600.

Característica	Detalle
Alimentación	12 VDC
Corriente	3 A
Ángulo de giro	0° - 270°
Torque	11.3 Nm
Velocidad máxima	60° / 500ms
Tipo de Control	PWM, Análogo
Peso	1 Kg
Dimensiones(cm)	14 x 10 x 6

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

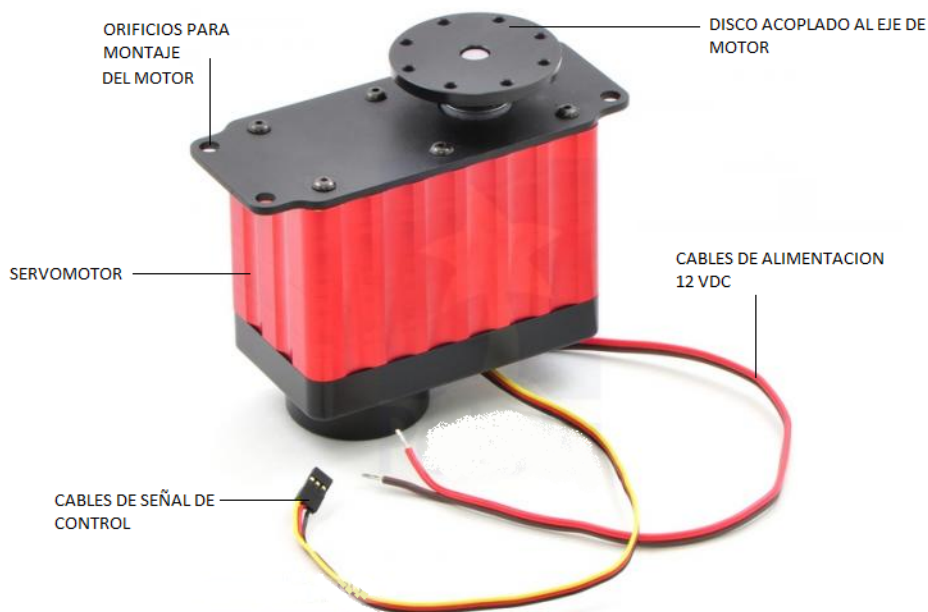


Figura 21 Servomotor Torxis i00600.

Fuente: Invenscience LC. Obtenido de <http://www.torxis.com/>

3.4.4.3 Mecanismo de acople de motor

El motor viene originalmente con un disco de 5.6 cm de diámetro con ocho agujeros de rosca M5 interna acoplado a su eje de salida. Con el propósito de mejorar la sujeción de los mecanismos conectados al motor, se fabricó un disco con características similares al original pero con un diámetro superior de 12.5 cm. El material del nuevo disco es aluminio ya que por sus propiedades de resistencia, fácil maquinado, y baja densidad hacen de este la mejor opción para esta pieza.

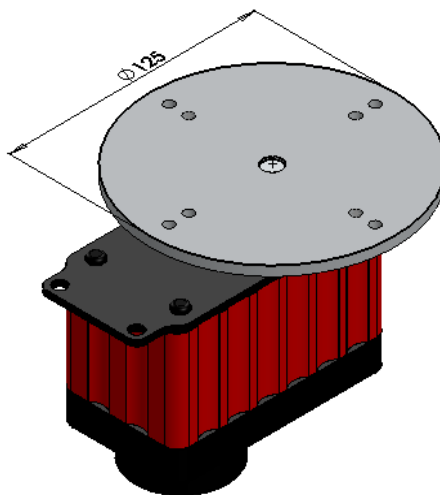


Figura 22 Servomotor Torxis i00600 con disco de 12.5 cm de diámetro.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

El acople del motor está conformado por un disco y un perfil metálico cuadrado, que conjuntamente permitirán instalar las diferentes piezas para realizar cada movimiento. Teniendo en cuenta el tamaño de las piezas que se adaptarán y las dimensiones anatómicas del brazo, el disco se diseñó de tal manera que permita la sujeción de las piezas en dos puntos brindándoles firmeza y evitando desplazamientos no deseados.

Los dos puntos de sujeción en el perfil metálico cuadrado tienen el objetivo de distribuir la carga originada por el peso de la extremidad superior y los mecanismos acoplados. El perfil cuadrado de 2.54 cm y 0.2 cm de espesor tiene un largo de 10 cm y cuatro orificios de rosca M5 para la fijación de las adaptaciones que se diseñarán posteriormente.

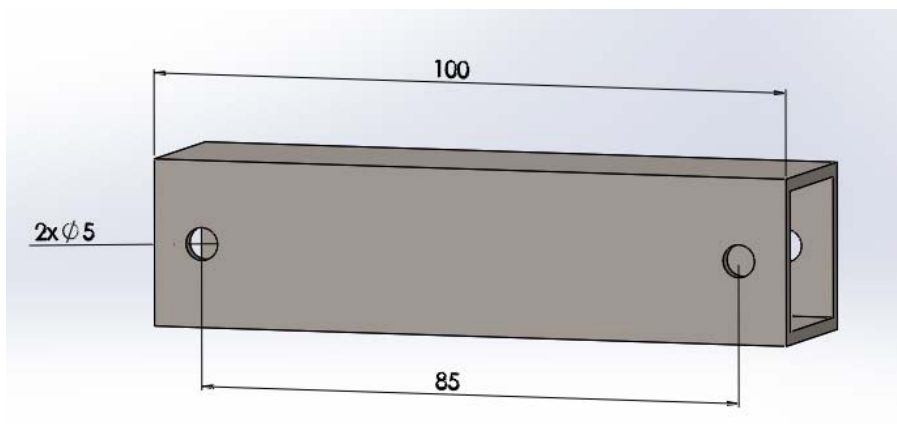


Figura 23 Perfil metálico cuadrado de 1 pulgada.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Finalmente el servomotor acoplado al perfil metálico y al disco de aluminio se vería como en la Figura 24.

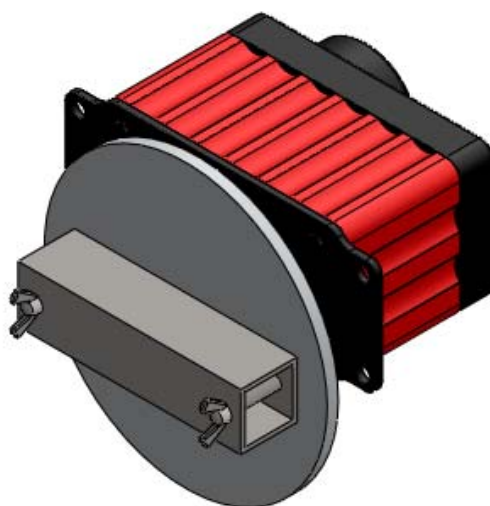


Figura 24 Sistema de acople de motor.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

3.4.5 Base para montaje del motor

Es de gran importancia fijar el motor en el prototipo ya que su eje es el punto de referencia a partir del cual se diseñan las adaptaciones para que cumplan con los movimientos de rehabilitación para el codo y la muñeca. El eje del motor además debe estar alineado con los ejes de las articulaciones correspondientes.

Para el montaje del motor se pensó en una base rectangular, cuyas dimensiones dependen tanto del armazón del motor como de los soportes móviles explicados en la sección 3.4.2 *Sistema de Soporte y Desplazamiento*. Por esta razón la base tiene un ancho de 10 cm y un largo de 15 cm que permitirá fijar el motor; la altura de la misma es de 12 cm para poder mantener el eje del motor a 15 cm de la base, así como el brazo del paciente que se mantendrá apoyado sobre los soportes verticales en forma de U y estarán a la misma altura del eje del motor para llevar a cabo los movimientos.

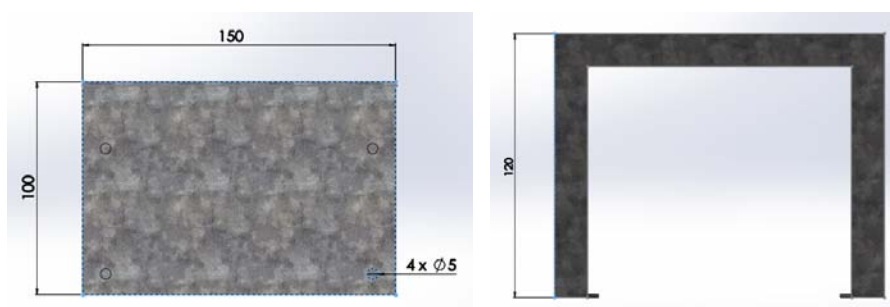


Figura 25 Soporte servomotor.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

El sistema de acople del motor se montará en conjunto con el motor en la base como se muestra en la Figura 26.

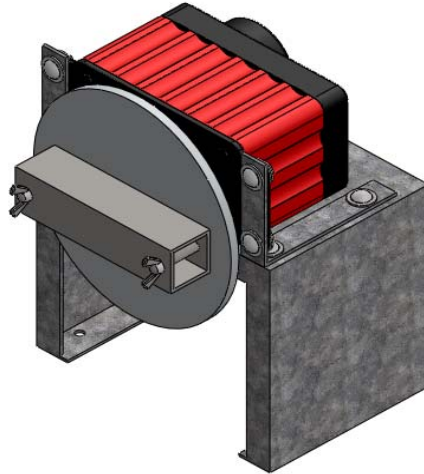


Figura 26 Base de motor ensamblado el motor y adaptación.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

3.4.6 Adaptación para el mecanismo de la flexión y extensión del codo

3.4.6.1 Selección del mecanismo

Para la flexión y extensión del codo la adaptación requerida consiste de un tubo cuadrado asegurado al perfil metálico ubicado en el disco. Dado que el eje de movimiento de la articulación del codo debe estar alineado al eje del motor, se ha considerado la medida de la longitud mínima y máxima del antebrazo y la distancia del doblar de la muñeca al centro del mango tomado por la mano (Ver

Tabla 8), de tal forma que el mango podrá desplazarse dentro de dicho rango, permitiendo acomodar el brazo del paciente de acuerdo a su necesidad.

$$L_{min} = L_{antebrazo} + L_{doblezmun} \quad \text{Ec. 4}$$

$$L_{min} = 21.08 + 6.35$$

$$L_{min} = 27.43 \text{ [cm]}$$

$$L_{max} = L_{antebrazo} + L_{doblezmun} \quad \text{Ec. 5}$$

$$L_{max} = 27.43 + 8.64$$

$$L_{max} = 36.07 \text{ [cm]}$$

El rango de desplazamiento del mango debe ser entre 27 y 36 cm, para esto a esta adaptación se le ha colocado una serie de orificios cada 2 cm (distancia entre centros) donde se acopla externamente el mango.

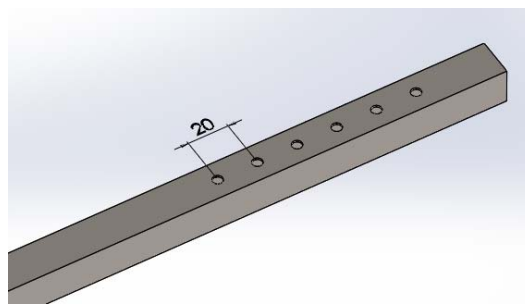


Figura 27 Acople del mango al mecanismo.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

El mango está acoplado a una pieza la cual ingresa sobre el perfil cuadrado, esta posee dos orificios con una separación entre centros de 2 cm que permitirán asegurarla a la adaptación, a la distancia necesaria de acuerdo al paciente.

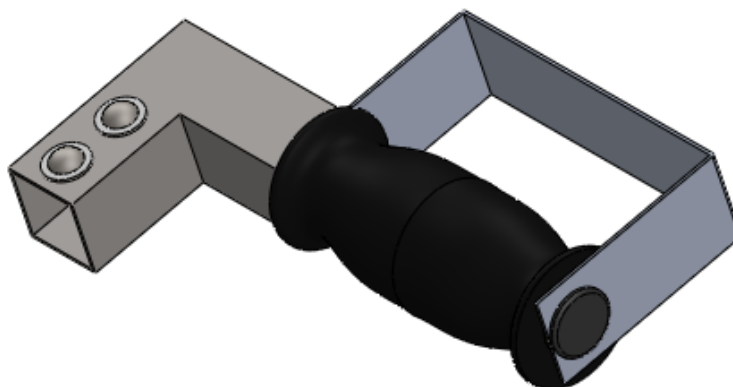


Figura 28 Mango para la flexión y extensión del codo.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

La pieza se diseñó en un perfil cuadrado standard de 25.4 cm de lado lo cual permitirá que el tubo de la adaptación ingrese dentro de este. El largo de esta pieza es de 4 cm donde estarán ubicados los 2 orificios M5 de sujeción sin considerar el lado del perfil. El ancho de este es de 4 cm, distancia que permite alinear el centro del mango con el centro de los soportes verticales, para que la mano repose cómodamente sobre estos.

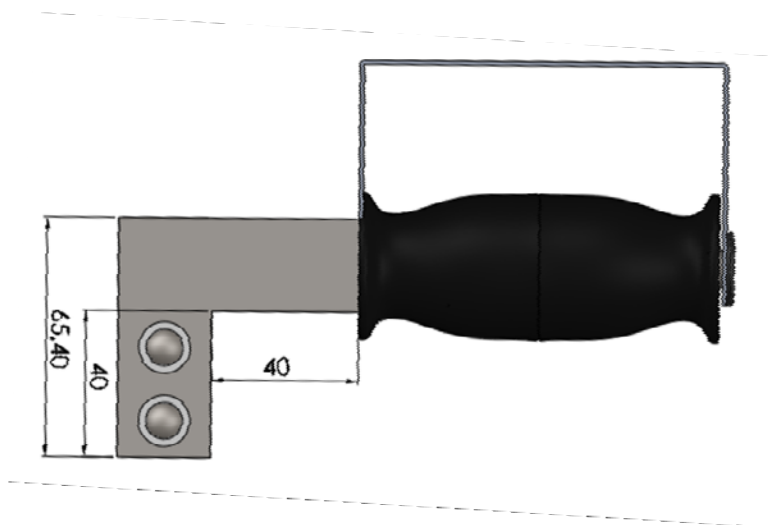


Figura 29 Dimensiones acople mango al mecanismo de flexión y extensión del codo.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Finalmente, la longitud requerida para la adaptación de flexión y extensión del codo es de 44 cm, abarcando la medida mínima y máxima de los pacientes.

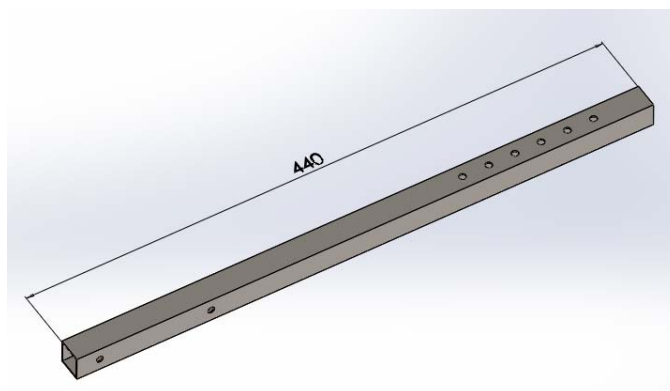


Figura 30 Mecanismo de flexión y extensión del codo.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

3.4.6.1.1 Selección del mango

La selección del mango se realiza valorando ciertas características como son la longitud y diámetro óptimo, la superficie de contacto, el acabado, el confort de uso y el material. Además, es importante la orientación del mango ya que esta debe conseguir una mínima desviación de la muñeca durante todo tipo de movimiento. La simetría del mango es otro aspecto esencial en el presente proyecto ya que será utilizado para la rehabilitación de ambos brazos.

Las dimensiones de longitud y diámetro del mango deben ser suficientes para permitir el agarre adecuado al realizar los ejercicios. Al analizar las medidas de ancho de puño y diámetro óptimo del mango expuestas en la Tabla 8, se determina seleccionar la medida máxima de ancho de puño de 10.41 cm para la longitud del mango; sin embargo el diámetro seleccionado para el mango es de 3.5 cm, que es el promedio entre la medida mínima y máxima del diámetro óptimo del mango para que una persona con un puño pequeño sea capaz de tomar cómodamente el mango. Por standard en el mercado se encuentran mangos de una longitud de 10.5 cm de longitud y 3 a 3.5 cm de diámetro.

La superficie del mango debe ser ligeramente compresible para mejorar la distribución de presión en la mano del paciente, esta no debe ser muy lisa o pulida para evitar deslizamiento, ni tan rugosa para ser abrasiva para el

paciente. El acabado del mango debe tener bordes redondeados para evitar presiones en ciertas zonas de la palma de la mano. No debe incluir alojamiento para los dedos ya que se adaptaría únicamente a cierto número de pacientes. Además para el confort del paciente se recomienda que en equipos médicos se trabaje con mango de goma.

Considerando todas las características mencionadas anteriormente, se selecciona un mango de goma poco rugoso de 10.5 cm de longitud y 3.5 cm de diámetro.

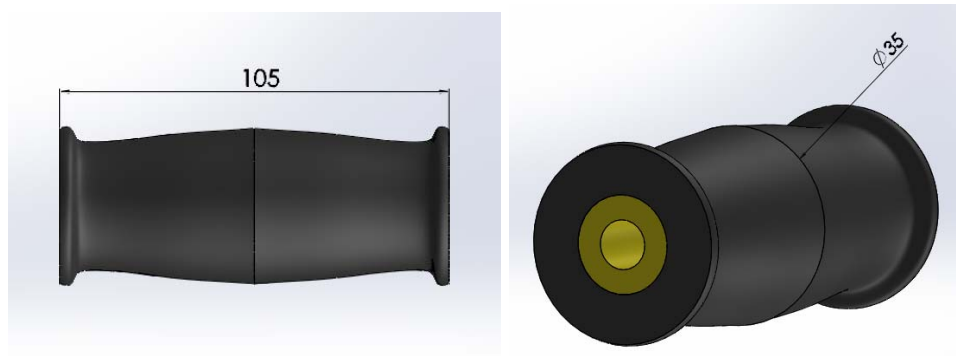


Figura 31 Dimensiones Mango para mecanismos propuestos.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

3.4.7 Adaptación para el mecanismo de la pronación y supinación del codo

3.4.7.1 Selección del mecanismo

El movimiento de pronación y supinación del codo se realiza alrededor del eje del motor, por lo que la adaptación se la diseñó en forma de U invertida de

tal manera que permita que el brazo y el eje estén alineados para efectuar el movimiento, además de brindar el suficiente espacio y comodidad para el paciente. Debido a que esta adaptación debe colocarse dentro del mecanismo de acople para el motor, esta debe seguir su forma cuadrada pero con un lado menor, por lo que el perfil metálico seleccionado es de 1.905 cm de lado y 0.11 cm de espesor.

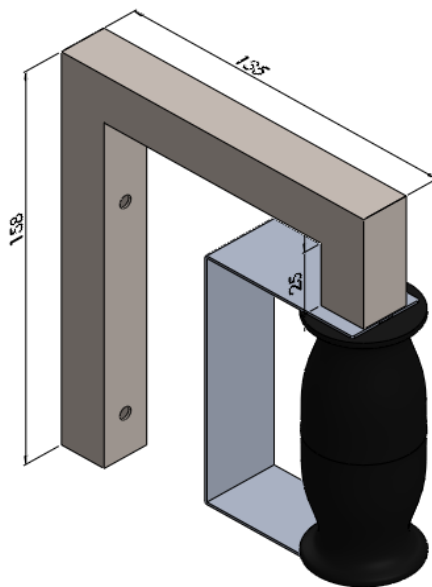


Figura 32 Mecanismo en U para la pronación y supinación del codo.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Las dimensiones de la adaptación se definieron en base a la manera que el paciente sujetará el mango al realizar el ejercicio pensando en su seguridad y confort. La posición del centro de la mano debe estar alineada al eje del motor,

por lo que la adaptación tiene un ancho de 15,8 cm y un largo de 13,5 cm. En el tramo de 16 cm, se encuentran dos orificios M5 para la sujeción de la adaptación con el mecanismo de acople para el motor, mientras que en la sección de 13,5 cm está ubicada el mango verticalmente a una distancia de 2,5 cm tal que la mano del paciente se alinee correctamente con el eje del motor y tenga comodidad al sujetar el mango.

Para la ejecución de este movimiento, el paciente debe apoyar su brazo en los soportes colocados en el canal secundario, cumpliendo con la posición inicial descrita en la sección 3.4.2 *Sistema de Soporte y Desplazamiento*.

3.4.8 Adaptación para el mecanismo de abducción y aducción de la muñeca

3.4.8.1 Selección del mecanismo

Para el movimiento de abducción y aducción de la muñeca la mano se apoyará en el canal principal, a su vez el mango debe estar dispuesto verticalmente. Por ende, la adaptación para este movimiento tiene una forma especial, como se muestra en la Figura 33. Las medidas de la misma son 15 cm de largo, 13 cm de ancho y 4 cm de alto.

En el extremo de 15 cm se disponen los dos orificios M5 de sujeción con el mecanismo del motor, el lado de 12 cm se debe a la distancia requerida para

alinearse los soportes ubicados en el canal principal con la mano y el mango, y los 6 cm de altura fueron determinados en base al requerimiento de alineación del eje de la articulación de la muñeca con el eje del motor permitiendo al paciente sujetar cómodamente el mango durante el movimiento.

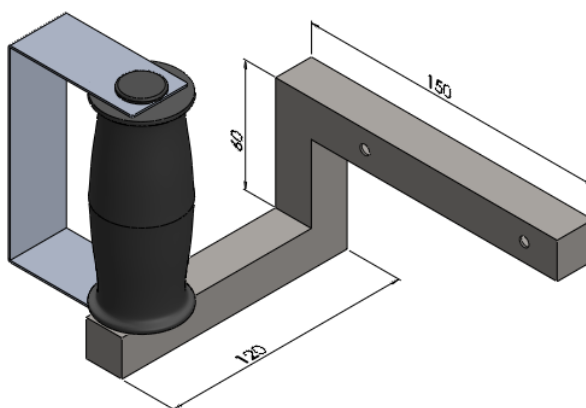


Figura 33 Adaptación del mecanismo para la abducción y aducción del motor.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

3.4.9 Adaptación para el mecanismo de la flexión y extensión de la muñeca

3.4.9.1 Selección del mecanismo

Para el movimiento de flexión y extensión de la muñeca se utiliza una adaptación en forma de L, sin embargo sus medidas son diferentes ya que la posición del mango pasa a ser horizontal para la ejecución del movimiento de manera que el ejercicio de rehabilitación se pueda llevar a cabo correctamente.

Para la sujeción de la adaptación al mecanismo del motor es necesaria una longitud de 15,8 cm en la cual se encuentran dos orificios M5. Debido a que la mano apoyada en los soportes debe estar alineada con el centro del mango, se requiere de una distancia de 4 cm de separación de la adaptación para que esto se cumpla. Además, es importante que el eje de la articulación de la muñeca se encuentre a su vez alineado con el eje del motor.

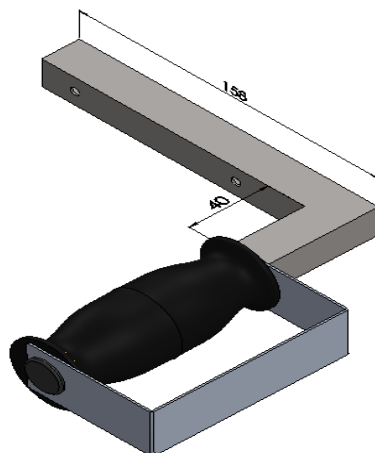


Figura 34 Adaptación para flexión y extensión de la muñeca.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

3.4.10 Diseño de cubierta del prototipo

Teniendo en cuenta que el prototipo consta de motor, sensores, circuitos eléctricos en su parte no visible, es necesario diseñar una cubierta que permita protección a estos elementos.

Este diseño se dividirá en dos partes. La primera que consiste en la cubierta frontal y posterior de base, y la segunda que consiste en la cubierta posterior del prototipo.

3.4.10.1 Cubierta frontal y posterior de base

La cubierta frontal debe tener un orificio por donde debe pasar el eje del servomotor de tal manera que la posterior colocación del disco pueda ser acoplado al servomotor. Además, en el diseño se toma en cuenta que los sensores, cableado, circuitos electrónicos requieren espacio suficiente. El área posterior de la base también toma en cuenta el espacio para estos elementos, y para que el servomotor quede fijo en un lugar que permita realizar los movimientos de rehabilitación sin problemas.

El área frontal tiene una altura de 35 cm, un ancho de 55 cm que corresponde a la misma dimensión de las placas donde se encuentran los soportes para el brazo en forma de U. En la parte posterior para la base, las medidas apropiadas para que los sensores, cableado, tarjetas electrónicas y fuente tengan espacio suficiente son de 20.5 cm de profundidad, 7.5 cm de alto y 55 cm de ancho.

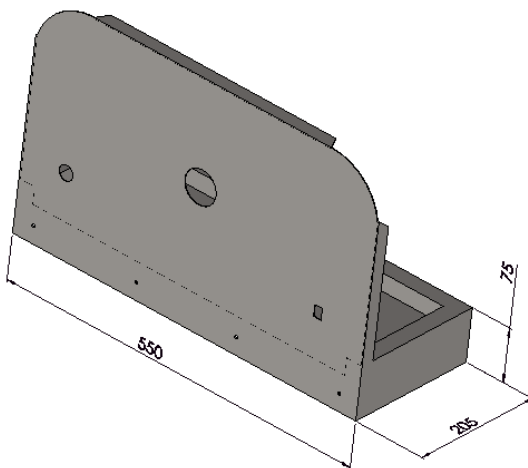


Figura 35 Cubierta frontal y posterior de base

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Para aclarar las medidas de esta parte del prototipo se muestran la vista frontal a la misma. Los orificios circular y rectangular tienen el propósito de colocar el paro de emergencia y el interruptor para encender el prototipo. La distancia desde la parte externa del prototipo a cada botón es de 7 cm.

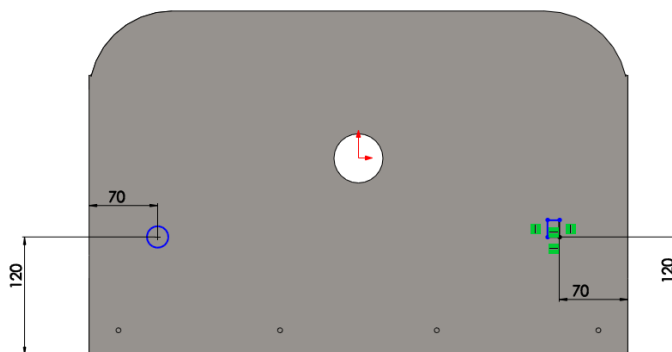


Figura 36 Vista frontal de la Cubierta frontal y posterior de base

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

3.4.10.2 Cubierta posterior

La cubierta posterior únicamente cubre los elementos colocados en la cubierta frontal con el área posterior de base, por lo que las medidas son de 55cm de ancho y 27,3 cm de alto. El orificio está dispuesto para el cableado de energización al sistema.



Figura 37 Cubierta posterior

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

3.4.11 Selección del material

Para la selección del material de los mecanismos se debe tomar en cuenta sus propiedades físicas, químicas y mecánicas, además del costo y accesibilidad en el mercado ecuatoriano.

Tabla 17 Propiedades del Acero y Aluminio

Propiedad	Aluminio	Acero
Módulo de Young	6,3 - 7 $\times 10^{10} N/m^2$	19,5 - 20,5 $\times 10^{10} N/m^2$
Módulo elastico transversal	26300 MPa	8100 MPa
Dureza Brinell	21 - 240 HB	180 - 270 HB
Límite elástico	3,47 - 40,79 kg/mm^2	18 - 65 kg/mm^2
Resistencia a la tracción	9,18 - 47,93 kg/mm^2	45 - 92 kg/mm^2
Coefficiente de Poisson	0,33	0,3
Densidad	2700 kg/m^3	7850 kg/m^3

Fuente: (Propiedades Aluminio, 2013)

Además de las propiedades físicas se consideran las características más relevantes para la fabricación de las piezas requeridas, mediante estas se evalúa cuantitativamente a los materiales propuestos para finalmente seleccionar el material que obtenga un mayor puntaje. La valoración de las propiedades se realiza de acuerdo a la Tabla 18.

Tabla 18 Valoración de características

Valoración	
Excelente	5
Muy buena	4
Buena	3
Regular	2
Mala	1

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Tabla 19 Tabla comparativa de propiedades del Acero y Aluminio para la selección.

Característica	Material	
	Acero	Aluminio
Propiedades Físicas	5	4
Facilidad de Maquinado	5	5
Facilidad de soldadura	5	3
Corrosión	3	5
Accesibilidad en el mercado	5	5
Costo	5	3
Total	28	25

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación.

Al analizar las características y propiedades de ambos materiales, se concluye que el material más óptimo para utilizar resulta ser el acero ya que tiene una resistencia elevada, facilidad de maquinado y soldadura, un bajo costo y amplio stock en el mercado.

Los perfiles cuadrados con las medidas requeridas para los mecanismos son de acero al carbón, cumpliendo la norma ASTM A-500 (DIPAC, 2013) .

Tabla 20 Características perfiles cuadrados DIPAC.

B [mm]	Espesor [mm]	Peso[Kg/m]	Área[cm ²]
19,5	1	0,72	0,90
25,4	2	1.47	1,74

Fuente: (DIPAC, 2013)

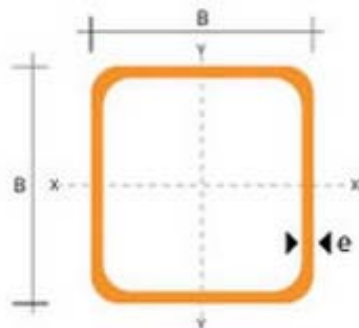


Figura 38 Perfil cuadrado.

Fuente: (DIPAC, 2013)

Además, para la estructura del prototipo se seleccionó planchas de acero galvanizado por la facilidad que este brinda al doblar, soldar, cortar, entre otras propiedades, cumpliendo la norma ASTM A-653 correspondiente al recubrimiento utilizada por DIPAC (DIPAC, 2013).

Tabla 21 Características plancha de acero galvanizado DIPAC

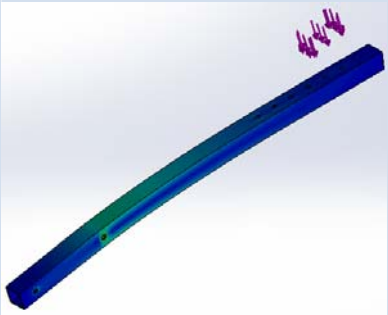
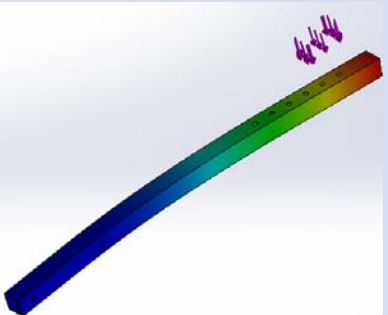
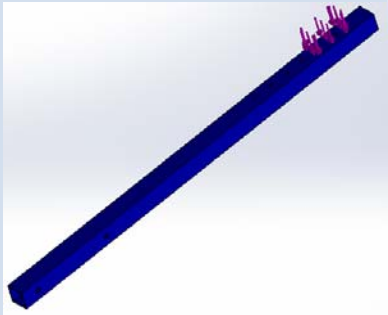
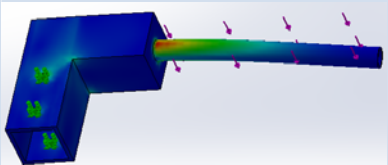
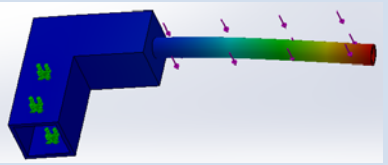
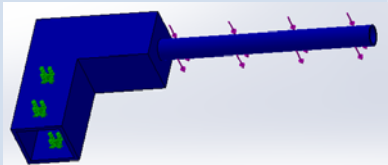
Plancha[m]	Espesor [mm]
1.21 x 2.4	1.1

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

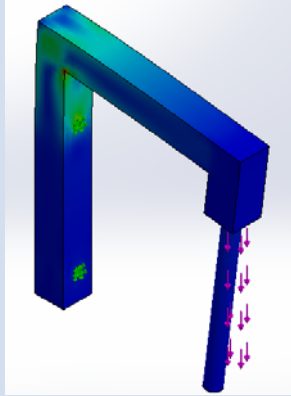
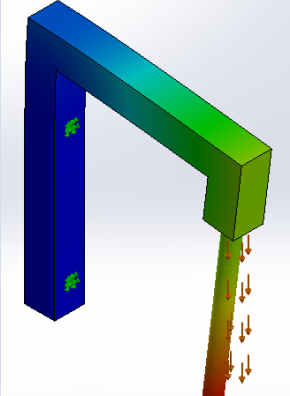
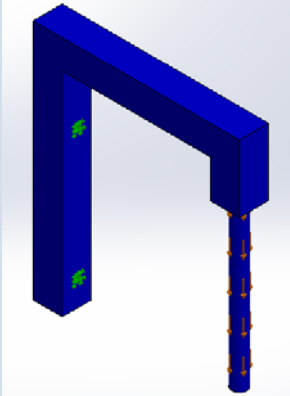
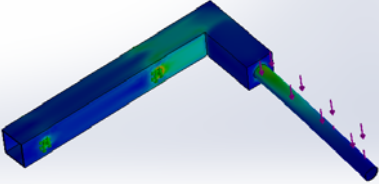
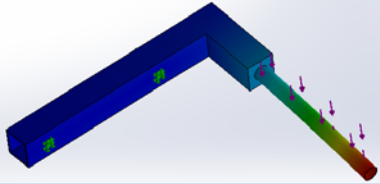
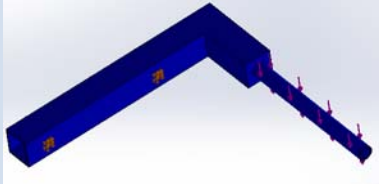
3.4.12 Análisis y Simulación del Modelo CAD de Adaptaciones propuestas

Para finalizar el diseño de cada adaptación se realizó un estudio de movimiento para comprobar que cada uno de los mecanismos propuestos no sufrirá fallos al aplicar las fuerzas relacionadas a cada movimiento.

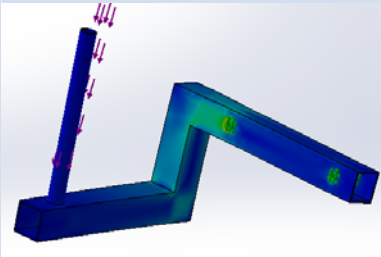
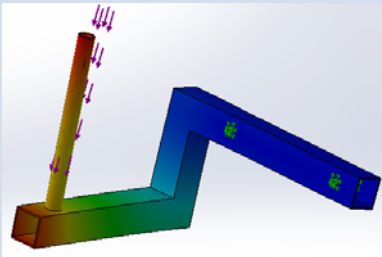
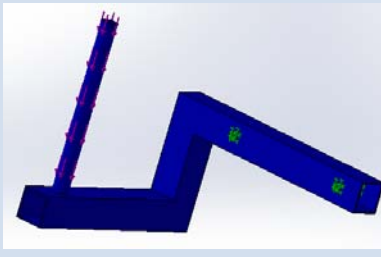
Tabla 22 Análisis de resistencia de los Mecanismos Propuestos.

Mecanismo	Tensión de von Mises [N/m^2]	Desplazamiento [mm]	Factor de seguridad
Flexión y Extensión del codo	 <p>Valor del material: 282×10^6 Valor obtenido: 29.1×10^6</p>	<p>Perfil Cuadrado:</p>  <p>Mínimo: 1×10^{-30} Máximo: 9.4×10^{-2}</p>	 <p>FS: 3</p>
	 <p>Valor del material: 282×10^6 Valor obtenido: 27.4×10^6</p>	<p>Adaptación para el mango</p>  <p>Mínimo: 1×10^{-30} Máximo: 8.9×10^{-2}</p>	 <p>FS: 3</p>

Continúa →

<p>Pronación y Supinación del codo</p>			
<p>Flexión y Extensión de la muñeca</p>			
	<p>Valor del material: 282×10^6 Valor obtenido: 29.1×10^6</p>	<p>Mínimo: 1×10^{-30} Máximo: 9.4×10^{-2}</p>	<p>FS: 3</p>
	<p>Valor del material: 282×10^6 Valor obtenido: 6.2×10^6</p>	<p>Mínimo: 1×10^{-30} Máximo: 3.915×10^{-2}</p>	<p>FS: 3</p>

Continúa →

Abducción y Aducción de la muñeca			
	Valor del material: 282×10^6 Valor obtenido: 9.3×10^6	Mínimo: 1×10^{-30} Máximo: 2.4×10^{-2}	FS: 3

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Al haber realizado el análisis de resistencia de cada una de las adaptaciones resumida en la Tabla 22, se observa que en el estudio de Tensión de von Mises el Acero tiene un valor de $282 \times 10^6 \text{ N/mm}^2$ mientras que las adaptaciones está muy debajo de este valor, siendo el más alto el de la adaptación para la flexión-extensión del codo con $29.1 \times 10^6 \text{ N/mm}^2$.

Observando los resultados respecto del desplazamiento provocado por la fuerza que interviene en cada adaptación, se nota que el desplazamiento máximo lo sufren las adaptaciones de flexión-extensión y pronación-supinación del codo con $9.4 \times 10^2 \text{ mm}$. Sin embargo, este valor es muy bajo, por lo que no representa un posible daño en la adaptación al momento de aplicar la fuerza.

En todas las adaptaciones se utilizó un factor de seguridad de 3, con la finalidad de prevenir que las adaptaciones no sufran daño alguno al someterse a la fuerza que interviene. Cabe recalcar, que el factor de seguridad de 3 pese a ser un valor excesivamente alto para la funcionalidad que tienen las adaptaciones, no se ve que éstas tengan zonas de ruptura.

3.5 Diseño Electrónico

3.5.1 Herramientas de Desarrollo

3.5.1.1 ISIS

Herramienta que permite diseñar el plano eléctrico del circuito que se desea realizar con componentes variados, desde resistencias, hasta microprocesadores, incluyendo fuentes de alimentación, generadores de señales y diversos componentes con prestaciones diferentes. Los diseños realizados en Isis pueden ser simulados en tiempo real.

3.5.1.2 Ares

Programa utilizado para la fabricación de placas de circuito impreso, posee herramienta de enrutado, ubicación y edición de componentes, permitiendo editar generalmente, la capa superficial y de soldadura.

3.5.2 Diseño del Sistema Electrónico

Para el desarrollo del circuito electrónico de debe considerar el número de señales electrónicas de los diferentes sensores y actuadores, además del tipo de señal de las mismas, es decir, digitales o analógicas, para lo cual se elaboró la Tabla 23 donde se enuncia dichos requerimientos.

Tabla 23 Distribución de Sensores

	Tipo de Señal	I/O	Descripción	Abreviatura
1	Digital	Entrada	Sensor de flexión y extensión codo derecho	FCD
2	Digital	Entrada	Sensor de flexión y extensión codo izquierdo	FCI
3	Digital	Entrada	Sensor de pronación y supinación codo	PC
4	Digital	Entrada	Sensor de flexión y extensión muñeca	FM
5	Digital	Entrada	Sensor de aducción y abducción muñeca derecha	AMD
6	Digital	Entrada	Sensor de aducción y abducción muñeca izquierda	AMI
7	Digital	Salida	Control servomotor	MOTOR
8	Digital	Entrada	Sensor 0° , 90° y 180°	0-90-180
9	Digital	Entrada	Paro de emergencia	PE
10	Digital	Entrada	Sistema Energizado	ON/OFF
11	Digital	Entrada	Sensor de posición angular	PULSOS
12	Análoga	Entrada	Sensor de sentido de giro	GIRO

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Además de definir las entradas y salidas del sistema se necesita realizar un esquema general del sistema electrónico del cual se partirá para realizar el diseño.

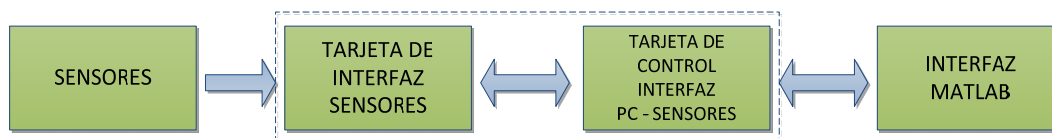


Figura 39 Diagrama del Sistema Electrónico

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Partiendo del esquema visualizado en la Figura 39 el diseño del sistema electrónico se subdivide en dos partes:

- Tarjeta de Interfaz de Sensores.
- Tarjeta de Control.

3.5.2.1 Tarjeta de Interfaz de Sensores

En esta tarjeta de interfaz se diseñará los circuitos de acondicionamiento de señal de los sensores que se ubicarán en el prototipo, para lo cual en la Tabla 11 se enuncian las variables que van a ser monitoreadas y controladas.

3.5.2.1.1 Ángulo y sentido de giro

El sensor que se seleccionó para medir el ángulo de giro es un encoder óptico incremental; es un transductor rotativo que transforma el movimiento angular en una serie de impulsos digitales, estos impulsos generados serán enviados a la tarjeta de control, la misma que se encargará de procesar la información y enviarla a la interfaz donde se visualizará el ángulo del movimiento que se ejecuta en ese momento.

Este tipo de sensor utiliza un disco liviano, que va solidario al eje rotativo de la pieza para medir su posición, el cual está dividido en zonas opacas/transparentes o muescas. Para el presente proyecto se diseñó un disco dentado con 36 dientes y 36 muescas, cada uno de estos representa 5°.

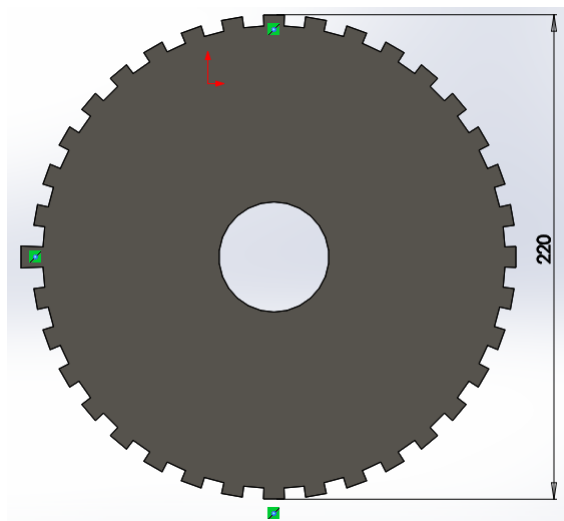


Figura 40 Disco dentado.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Estas zonas actúan como un obturador², permitiendo o denegando el paso de la luz en forma alternada, estos cambios serán detectados por un sensor lumínico, que en junto con la electrónica necesaria generará un grupo de pulsos que luego serán leídos e interpretados por el microcontrolador.

El encoder incremental se fabricó con dos LDR en forma vertical con un desplazamiento de $\frac{1}{4}$ de ranura el uno del otro, estos trabajan de receptor y dos LED's que serán los emisores, generando de esta manera dos señales de pulsos digitales, desfasadas en 90° o en cuadratura, lo que permitirá suministrar al microcontrolador información suficiente para determinar la posición, velocidad y dirección de rotación del eje.

² Obturador: Dispositivo que controla el tiempo durante el que llega la luz al dispositivo fotosensible.

Para determinar el sentido de giro se debe considerar las dos señales de pulsos digitales A y B, por convenio general, si la señal A adelanta a la señal B, el eje está rotando en sentido horario. En cambio, si B adelanta a A, el sentido será anti horario.

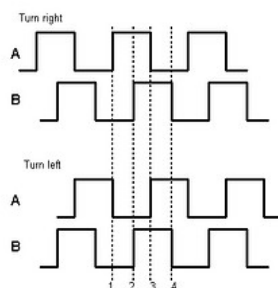


Figura 41 Señales obtenidas de los LDR.

Fuente: (Technoreeza, 2012)

El acondicionamiento del LDR es un circuito con dos transistores en corte saturación, dependiendo de la cantidad de luz receptada a través de las ranuras del disco, la resistencia del LDR va a variar de 0 a 6K Ω variando la corriente que circula a la base del transistor, cuando no existe luz la resistencia del LDR es muy alta evitando el paso de corriente por la base, por lo que el transistor está en corte, es como si se tratara de un interruptor abierto.

Cuando el LDR recibe luz, su resistencia desciende a 0 permitiendo el paso de corriente necesaria para que el transistor esté en saturación; en ese caso se permite la circulación de corriente entre el colector y el emisor y el transistor se comporta como si fuera un interruptor cerrado.

La resistencia mínima de base para que el transistor este en saturación se la calcula con los datos que encontramos en el datasheet del transistor NPN 2N3904.

ON CHARACTERISTICS*					
h_{FE}	DC Current Gain	$I_C = 0.1mA, V_{CE} = 1.0V$	40	300	
		$I_C = 1.0mA, V_{CE} = 1.0V$	70		
		$I_C = 10mA, V_{CE} = 1.0V$	100		
		$I_C = 50mA, V_{CE} = 1.0V$	60		
		$I_C = 100mA, V_{CE} = 1.0V$	30		
$V_{CE(sat)}$	Collector-Emitter Saturation Voltage	$I_C = 10mA, I_B = 1.0mA$		0.2	V
		$I_C = 50mA, I_B = 5.0mA$		0.3	V
$V_{BE(sat)}$	Base-Emitter Saturation Voltage	$I_C = 10mA, I_B = 1.0mA$	0.65	0.85	V
		$I_C = 50mA, I_B = 5.0mA$		0.95	V

Figura 42 Características transistor NPN 2N3904

Fuente: (FAiRCHILD, 2013)

$$V_{BE} = 0.65 [V]$$

$$I_C = 50 [mA]$$

$$I_B = 5 [mA]$$

$$I_B = \frac{V_{in} - V_{BE}}{R_B}$$

Ec. 6

$$R_B = \frac{5 - 0.65}{5mA}$$

$$R_B = 870 [\Omega] \quad \rightarrow \quad R_B = 1 [K\Omega]$$

La resistencia de base del transistor es de 1K Ω , de esta forma el circuito de acondicionamiento de los LDR queda como se muestra en la Figura 43.

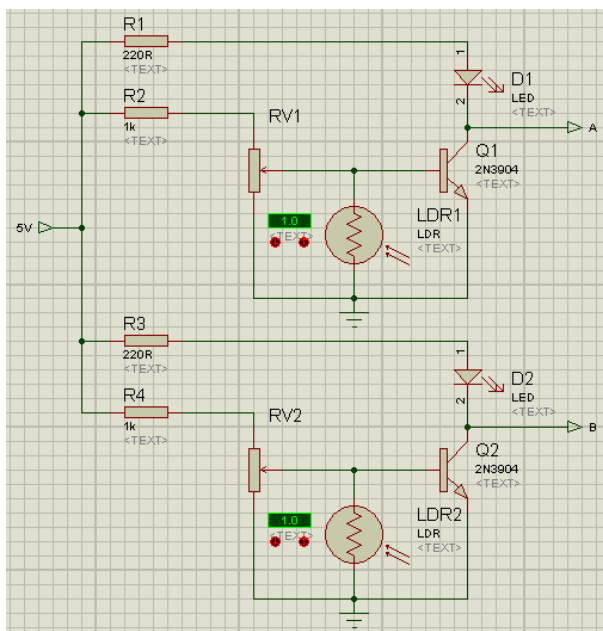


Figura 43 Circuito encoder incremental

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Del circuito anterior obtenemos las dos señales A y B desfasadas 90° , las mismas que deben ser acondicionadas para el correcto funcionamiento del encoder óptico. Para esto se utilizará inversores con disparador Schmitt 74LS14.

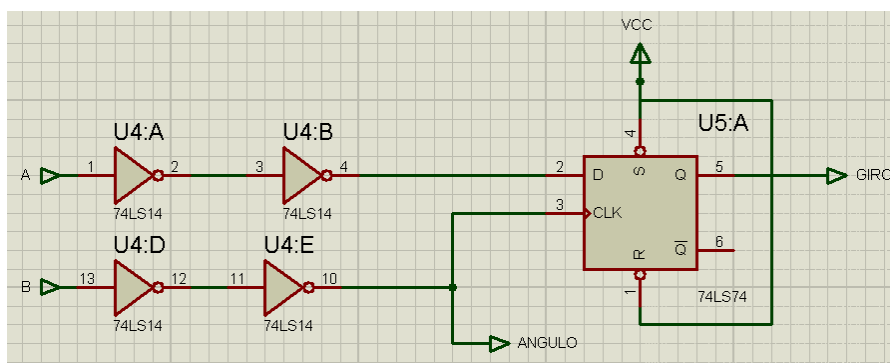


Figura 44 Circuito de acondicionamiento de señal encoder óptico.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Después de que las señales pasan por los inversores se toma una de ellas para el conteo de pulsos este determinará el ángulo de la adaptación. Para el sentido de giro se utilizó un Flip Flop 74LS74, el mismo que viene configurado de la siguiente manera:

Tabla 24 Flipflop 74LS74

Entradas				Salidas	
PR	CLR	CLK	D	Q	\bar{Q}
H	H	↑	H	H	L
H	H	↑	L	L	H

Fuente: (HITACHI, 2013)

Donde PR y CLR deben estar conectados a 5 voltios, mientras que D es la señal A y CLK es B; dependiendo de la combinación de ambas señales se determinará si giro es horario o anti horario

3.5.2.1.2 Finales de Carrera

Los finales de carrera son fundamentales en el prototipo de rehabilitación ya que estarán ubicados en los rangos de movilidad mínimos y máximos de cada movimiento, evitando que la articulación que se encuentre rehabilitando no realice un movimiento mayor al que es capaz de realizar.

Para realizar los fines de carrera se utilizó foto barreras las mismas que trabajarán en conjunto con el disco dentado. El circuito de acondicionamiento de señal se muestra en la Figura 45, la señal que se

obtiene de las foto - barreras ingresa a una compuerta OR 74LS32, la compuerta OR va a comparar si existe un cambio de estado en el sensor que está en el mínimo con el del máximo rango, en el caso de que cualquiera de los dos se encienda envía la señal a la tarjeta de control, advirtiéndolo al usuario del problema.

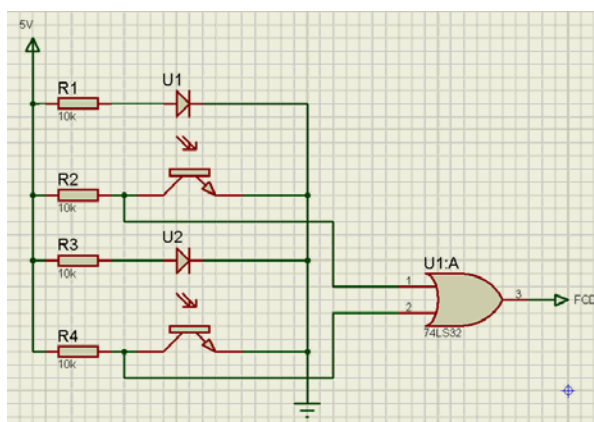


Figura 45 Circuito de acondicionamiento final de carrera.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

3.5.2.1.3 Alimentación

Dado que el servomotor necesita una fuente de 12V y 2A para su funcionamiento, se decidió adquirir una fuente externa con dichas características, la misma que a su vez alimentará a la tarjeta de interfaz de sensores.

Para la alimentación de la presente tarjeta, se utilizará un regulador de voltaje LM7805, el cual nos entregará el voltaje de operación deseado.

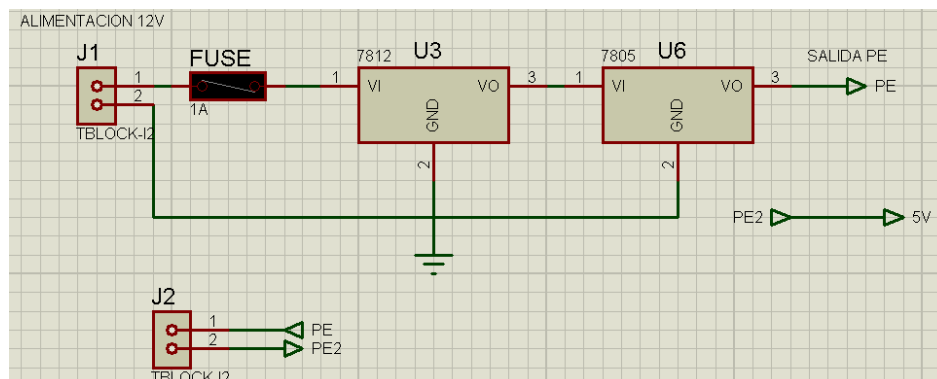


Figura 46 Circuito de alimentación de la placa

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Además en el circuito expuesto en la Figura 46 se añadió un fusible de 1 A de protección además de un paro de emergencia en serie con la línea de alimentación, el mismo que en caso de ser activado cortará la alimentación de la placa hasta revisar y dar solución al inconveniente generado.

3.5.2.2 Tarjeta de Control

Actualmente se encuentran en el mercado placas electrónicas programables, diseñadas para facilitar el uso de la electrónica en proyectos multidisciplinarios, tal es el caso de la tecnología Arduino (Arduino, 2013). Arduino es una plataforma de hardware libre, basada en una placa con un microcontrolador Atmel AVR, puertos de entrada/salida y un entorno de desarrollo que implementa el lenguaje de programación Processing/Wiring.

Por su facilidad de uso y bajo costo se seleccionó esta tarjeta para realizar el control del prototipo de rehabilitación, además cabe recalcar que

las librerías para diferentes dispositivos ya se encuentran elaboradas por la comunidad de usuarios que han optado por esta tecnología, lo que facilita el uso de gran variedad de sensores, actuadores, conectividad con diferentes programas, entre otras.

Existen varios tipos de placas, de las cuales debido al número de entradas y salidas necesarias para el uso del prototipo se ha seleccionado la placa Arduino Uno, cuyas especificaciones se pueden observar en la Tabla 25.

Tabla 25 Especificaciones Arduino Uno R3.

Característica	Valor o capacidad
Microcontrolador	ATmega328
Voltaje del sistema	5V
Voltaje de entrada (recomendado)	7-12V
Voltaje de entrada(limites)	6-20V
Pines de entrada y salida digitales	14 (6 proveen salidas de PWM)
Entradas analógicas	6
Corriente DC por pin de entrada y salida	40mA
Corriente DC para pines de 3.3V	50mA
Memoria FLASH	32 KB de los cuales 0.5 KB son usados por el bootloader
SRAM	2KB
EEPROM	1KB
Velocidad de reloj	16MHz

Fuente: (Arduino, 2013)

La tarjeta Arduino Uno R3 puede ser alimentada desde la conexión USB o a través de una fuente externa, por esta razón, se opta por utilizar como alimentación el puerto USB de la computadora para evitar el diseño de una fuente externa.

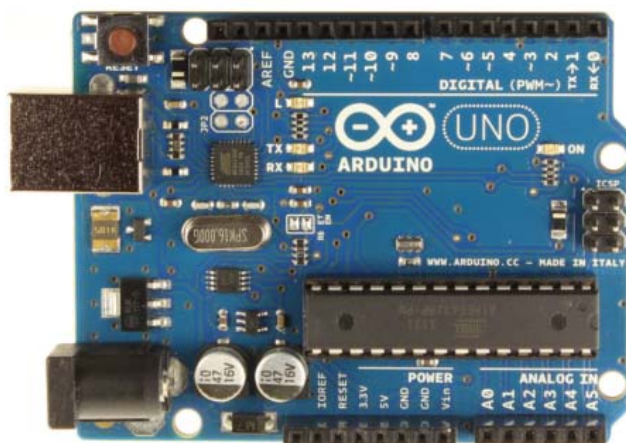


Figura 47 Tarjeta Arduino Uno R3

Fuente: (Arduino, 2013)

3.5.2.2.1 Distribución de pines para la aplicación

La tarjeta Arduino Uno R3 tiene 14 pines destinados como entradas o salidas digitales, además cuenta con 6 entradas o salidas analógicas, de esta forma para el presente proyecto se ha asignado los pines de la forma expuesta en la Tabla 26.

Tabla 26 Asignación de pines tarjeta Arduino.

PIN	ASIGNACIÓN	DESCRIPCIÓN
0	Ninguna	Ninguna
1	Ninguna	Ninguna
2	Entrada	Sensor FECD, de Flexión Extensión Codo Derecho
3	Entrada	Sensor FECL, de Flexión Extensión Codo Izquierdo
4	Entrada	Sensor PSC, de Pronación Supinación Codo Derecho
5	Entrada	Sensor FEM, de Flexión Extensión Muñeca.
6	Entrada	Sensor AAMD, de Aducción Abducción Muñeca Derecha
7	Entrada	Sensor AAMI, de Aducción Abducción Muñeca Izquierda
8	Entrada	Señal de energía en el sistema. ON/OFF.
9	Entrada	Sensor SENTIDO_GIRO, de sentido de giro del motor
10	Entrada	SERVO, pin por el que se envía la señal al motor
11	Entrada	Sensor de posición inicial de 0°, 90° y 180°
12	Entrada	Señal botón Paro de Emergencia.
13	Ninguna	Ninguna

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

3.6 Programación

3.6.1 Herramientas de desarrollo

3.6.1.1 Matlab

Es un programa que permite el cálculo matemático, visualización y programación. Además, también permite el análisis de datos, desarrollo de algoritmos y aplicaciones.

3.6.1.2 Arduino

Es un entorno de código abierto de fácil programación. Es utilizable en distintos sistemas operativos como Windows, Mac OS X y Linux.

3.6.2 Diseño del Software del Sistema Electrónico

El software del sistema electrónico debe cumplir con ciertos requisitos del sistema para llevar a cabo el proceso de rehabilitación con éxito, de manera que se tenga en cuenta parámetros en el diseño del software. Sin embargo, es preciso un flujograma que muestre el proceso general que realiza el software.

3.6.2.1 Flujograma general del Software del Sistema Electrónico

El software del sistema electrónico es una interfaz que debe cumplir con una serie de procesos que se muestran en el flujograma general del software del sistema electrónico.

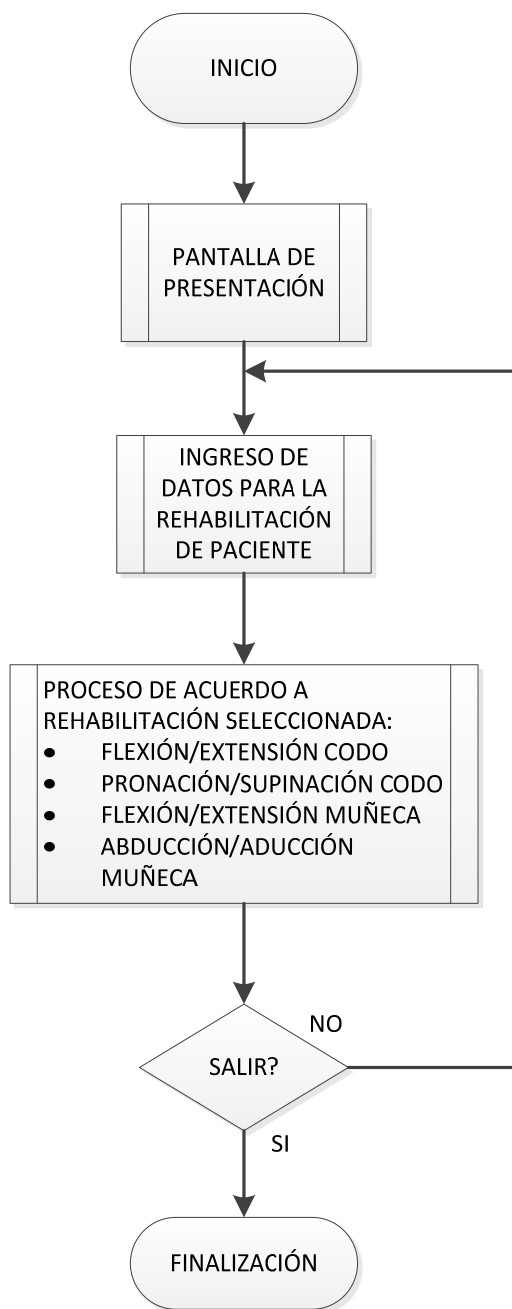


Figura 48 Diagrama de bloques general del software del sistema electrónico.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

3.6.2.1.1 Pantalla de presentación

El software muestra una pantalla de presentación al usuario donde se debe indicar una imagen del prototipo físico y las personas desarrolladoras del mismo.

3.6.2.1.2 Ingreso de datos para la rehabilitación del paciente

El ingreso de datos para la rehabilitación del paciente es el paso que será la base para la posterior ejecución del procedimiento, por lo que el usuario deberá encontrar pantallas de selección y de ingreso de datos acorde a la rehabilitación necesitada por el paciente en específico.

3.6.2.1.3 Proceso de acuerdo a rehabilitación seleccionada

Una vez seleccionados e ingresados los datos por parte del usuario, este será capaz de ejecutar la rehabilitación al paciente a través del software diseñado, en este proceso se deben tomar en cuenta ciertos requisitos para llevar a cabo apropiadamente la rehabilitación seleccionada de cualquiera de los movimientos propuestos, flexión/extensión, pronación/supinación del codo, flexión/extensión y abducción/aducción de la muñeca.

3.6.2.1.4 Salir

El usuario puede salir del software en cualquier momento si lo desea, en caso contrario y una vez terminado el proceso de rehabilitación, el usuario tiene la posibilidad de ingresar un nuevo proceso y continuar la rehabilitación al mismo, o a un paciente diferente.

3.6.2.2 Requisitos del software del sistema electrónico

El software del sistema electrónico debe cumplir con requisitos que le permitan ejecutar, calibrar el sistema y también la comunicación con tarjeta Arduino para llevar a cabo lo ingresado por el usuario, es decir:

- Establecimiento de comunicación con tarjeta Arduino
- Calibración del prototipo
- Proceso de rehabilitación de acuerdo a lo ingresado por el usuario

3.6.2.2.1 Establecimiento de comunicación con tarjeta Arduino

Para lograr la comunicación con la tarjeta Arduino se debe establecer la transferencia de información entre Matlab y Arduino, por lo que mediante un paquete provisto por los creadores de ambos programas es posible incluir archivos en la librería de Arduino y archivos en la carpeta de Matlab del computador.

De esta forma, es posible que Arduino realice la ejecución de comandos desde Matlab, interacción entre dispositivos, transferencia de datos desde Arduino hacia Matlab y viceversa. En Matlab se deben configurar los pines de la tarjeta Arduino.

3.6.2.2.1.1 Configuración de la Comunicación

Tabla 27 Configuración comunicación serial.

Propiedad	Detalle
Velocidad en Baudios	115200
Control de Flujo	Ninguno
Bits de datos	8
Bit de parada	Ninguno

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

3.6.2.2.1.2 Librerías necesarias para la comunicación Matlab-Arduino

Mathworks proporciona a los usuarios de Matlab un paquete de soporte para Arduino el cual permite la comunicación de Matlab con una tarjeta Arduino Uno o Arduino Duemilanove por medio de un puerto serial. Esta comunicación permite configurar, acceder y controlar las entradas y salidas análogas y digitales, controlar servomotores, leer encoders, controlar motores DC y motores a pasos de Arduino a través de comandos ejecutados en Matlab.

Arduino por su parte también proporciona gratuitamente la librería *pde* que permite que la configuración de pines de la tarjeta Arduino sea a través de Matlab. Esta librería contiene el archivo *adiosrv.pde*, el mismo que debe ser cargado a la tarjeta Arduino con el objetivo que las instrucciones desde Matlab sean ejecutadas, sea posible la interacción entre dispositivos y que exista transferencia de datos de sensores y dispositivos desde y hacia Matlab.

3.6.2.2.1.3 Pasos para realizar la comunicación entre Matlab-Arduino

- a. Cargar las librerías de soporte de Matlab a la carpeta de librerías de Matlab.
- b. Cargar la librería pde en Arduino y cargar a la tarjeta el archivo adiosrv.pde.
- c. Comprobar el puerto serial habilitado en el ordenador para realizar la comunicación.
- d. Configurar en Matlab el puerto serial, los pines de la tarjeta definiéndolos como entradas o salidas de acuerdo a la aplicación correspondiente.
- e. Las instrucciones del programa en Matlab deben ser cuidadosamente escritas para la comunicación entre Matlab-Arduino.

3.6.2.2.2 Calibración del prototipo

El usuario debe tener acceso en todo momento al área de mantenimiento donde se puede realizar la calibración del prototipo mediante la lectura de estado de sensores y giro del motor a un ángulo específico.

3.6.2.2.3 Proceso de rehabilitación de acuerdo a lo ingresado por el usuario.

El proceso de rehabilitación se realiza en base a la información ingresada previamente por el usuario a través del software. Sin embargo, para la ejecución de este proceso la tarjeta Arduino interviene directamente,

por lo tanto en la Figura 49 se muestra el flujograma que sintetiza esta relación con Arduino para la ejecución del proceso de rehabilitación.

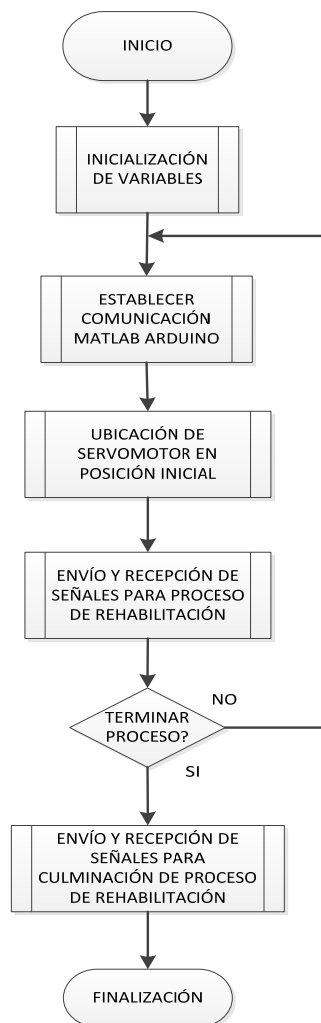


Figura 49 Diagrama de bloques general de programación del sistema.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

3.6.2.2.3.1 Inicialización de variables

Las variables deben tener variables encerradas antes de iniciar la comunicación tal que el usuario pueda ingresar los datos de rehabilitación.

3.6.2.2.3.2 Establecer comunicación Matlab Arduino

Para el establecimiento de comunicación Matlab Arduino se ha sintetizado este procedimiento en un flujograma que indica los pasos a seguir para la comunicación entre Matlab y Arduino.

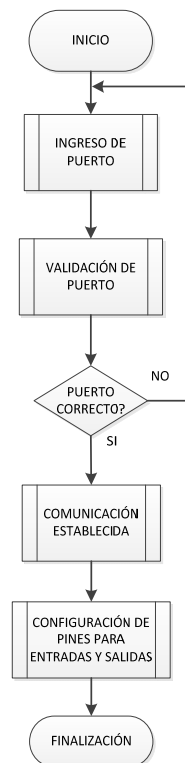


Figura 50 Flujograma comunicación entre Matlab y Arduino.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Como se puede ver en la Figura 50 es necesario que el usuario ingrese el puerto USB mediante el cual se va a realizar comunicación, para que posteriormente se verifique el puerto ingresado mediante las librerías que relacionan Matlab con Arduino, en caso de que el puerto ingresado no sea

el apropiado, el usuario debe corregir el puerto de comunicación ingresándolo nuevamente.

Sin embargo, si el puerto ingresado es el correcto para la comunicación, se establece la comunicación entre Matlab y Arduino exitosamente, desplegándose un mensaje al usuario. Además al momento de establecer la comunicación, la tarjeta Arduino configura los pines de entradas y salidas mencionadas en la Tabla 26.

3.6.2.2.3.3 Ubicación de servomotor en posición inicial

El servomotor debe tomar la posición inicial de acuerdo al movimiento y zona seleccionada para la posterior ejecución de rehabilitación.

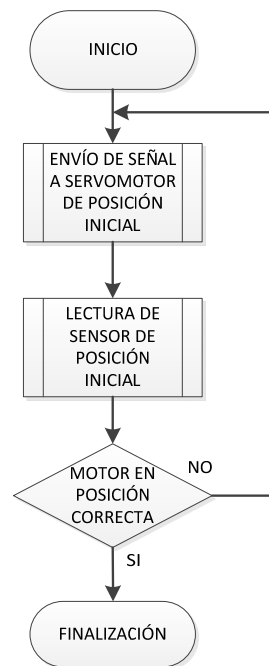


Figura 51 Flujograma para la ubicación de servomotor en posición inicial

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

El motor ha sido colocado de tal manera que pueda cumplir con todos los movimientos planteados, por lo que la posición inicial en grados del servomotor para cada movimiento se expone en la Tabla 28.

Tabla 28 Posición inicial del motor

POSICION INICIAL DEL MOTOR (°)			
ZONA	MOVIMIENTO	BRAZO	
		IZQUIERDO	DERECHO
Codo	Flexión/Extensión	180°	0°
	Pronación/Supinación	90°	90°
Muñeca	Flexión/Extensión	180°	180°
	Abducción/Aducción	180°	180°

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Como se observa en el flujograma de ubicación del servomotor en posición inicial, una vez enviada la señal al servomotor para que este alcance su posición dependiendo del movimiento y brazo seleccionado, el sensor envía una señal de confirmación de posición correcta del servomotor. Si la posición no es la correcta, se envía nuevamente la señal al servomotor, para que este pueda alcanzar la posición correcta.

3.6.2.2.3.4 Envío y recepción de señales para proceso de rehabilitación

Dentro del envío y recepción de señales se debe tomar en cuenta que es necesario la lectura de estado de los sensores que intervienen en el movimiento de rehabilitación seleccionado, además del envío de señal al servomotor para que este alcance el rango angular ingresado por el usuario.

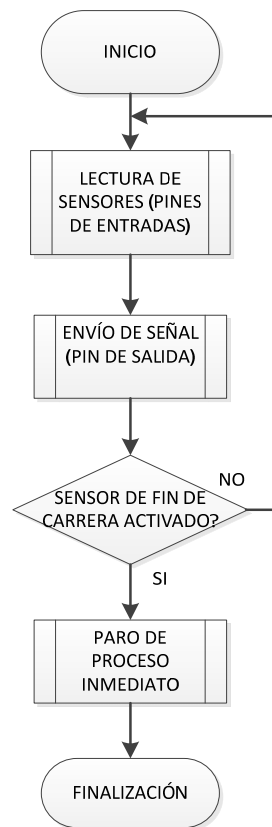


Figura 52 Flujograma envío y recepción de señales del proceso de rehabilitación.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Considerando que los pines de entrada y salida de la tarjeta Arduino han sido configurados el momento de establecer la comunicación con Matlab, los sensores que intervienen en cada movimiento envían señales a Matlab indicando su estado, mientras estos no se hayan activado, el proceso puede seguir y el servomotor realiza el proceso de rehabilitación cumpliendo con los datos ingresados por el usuario. En caso de que un sensor se active, el proceso se detiene y se envía un mensaje al usuario para que este tenga conocimiento del error producido en el prototipo.

3.6.2.2.3.5 Culminación de proceso

Al terminar el proceso de rehabilitación, el usuario tiene la opción de terminar el proceso, es decir, salir del sistema o de continuar en él. Si escoge continuar dentro de la interfaz, el usuario puede ingresar un nuevo procedimiento de rehabilitación.

3.6.2.2.3.6 Envío y recepción de señales para culminación de proceso de rehabilitación

Habiendo seleccionado salir del sistema al haber culminado el proceso de rehabilitación, se envía la señal al servomotor para que este tome la posición final y se elimine la comunicación entre Matlab Arduino para finalmente salir del software.

3.6.3 Diseño del software del prototipo

El diseño del software del prototipo toma en cuenta todo lo mencionado anteriormente, siguiendo las explicaciones anteriores, se basará en flujogramas para explicar y sintetizar los procesos que se ejecutan en el software del prototipo de rehabilitación.

3.6.3.1 Diagrama de flujo de la programación del software del prototipo

3.6.3.2 General

El diagrama de flujo de la Figura 53 sintetiza la programación de la interfaz y del control del sistema, el cual sistema debe tener en cuenta la selección del proceso por parte del usuario para su posterior ejecución.

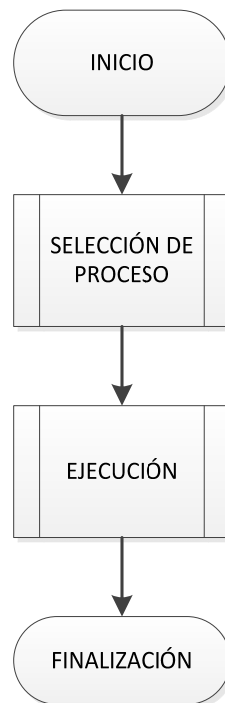


Figura 53 Diagrama de flujo general

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

3.6.3.2.1 Selección de proceso

Considerando que el objetivo del sistema es de la selección del proceso de rehabilitación para su posterior ejecución y rehabilitación del paciente, es

imperativo que el fisioterapeuta con conocimiento de rehabilitación ingrese el proceso de rehabilitación personalizado para cada paciente. Además, el usuario también puede seleccionar el proceso de mantenimiento para calibración del sistema.

3.6.3.2 Ejecución

Se efectúa activamente el proceso de rehabilitación, produciendo el movimiento del servomotor, a la vez se controla el estado de los sensores de final de carrera, de posición inicial, de contador de ángulo y de sentido de giro del motor hasta que se cumpla el número de repeticiones y series ingresadas por el usuario previamente.

3.6.3.3 Subprocesos

Para describir más claramente la programación se ha dividido en subprocesos cada parte del programa. Por lo tanto, a continuación se describirá cada uno de los subprocesos existentes en el sistema a partir del diagrama de flujo general y se describirá desde un proceso mayor a uno menor para lograr explicar todo lo concerniente a la programación.

Sin embargo, para un mayor entendimiento del código de programación, es importante mencionar las variables que intervienen en el software con el fin de lograr el control del prototipo de rehabilitación.

Tabla 29 Variables del programa

Variable	Tipo	Descripción
usuario	char	Recibe el usuario ingresado.
contrasena	char	Recibe la contraseña ingresada.
z	char	Selección de zona a rehabilitar.
br	char	Selección de brazo a rehabilitar.
mov	char	Selección de movimiento.
angmin	int	Ángulo mínimo ingresado.
angmax	int	Ángulo máximo ingresado.
velo	int	Selección de velocidad de trabajo.
rep	int	Número de repeticiones a realizar.
ser	int	Número de series a realizar.
amax	int	Ángulo máximo de acuerdo al movimiento.
amin	int	Ángulo mínimo de acuerdo al movimiento.
escala	array	Valores correspondientes al giro del motor Torxis.
normal	array	Valores de ángulos de giro del motor Torxis.
contador	int	Cuenta los cambios de estado en el encoder.
contador_real	int	Realiza la cuenta de acuerdo a la información recibida del motor.
contador_teorico	int	Realiza la cuenta de acuerdo al número de pulsos.
pos	int	Posición central de acuerdo al movimiento.
puerto	char	Puerto ingresado para la comunicación.
val	int	Valor de posición del motor Torxis.
estado	int	Valor análogo de la entrada para contar los pulsos.
sent	bit	Determina si el giro es horario o anti-horario.
FECD	bit	Indica el estado del sensor.
FECI	bit	Indica el estado del sensor.
PSC	bit	Indica el estado del sensor.
FEM	bit	Indica el estado del sensor.
AAMD	bit	Indica el estado del sensor.
AAMI	bit	Indica el estado del sensor.
minimoi	int	Valor de ángulo mínimo para inicialización y primera repetición.

Continúa →

minimob	int	Valor de ángulo mínimo para la ejecución de series y repeticiones.
subida	int	Valor de intervalo para la inicialización de la ejecución.
bajada	int	Valor de intervalo para la inicialización de la ejecución.
minmax	int	Valor de intervalo para movimiento de ángulo mínimo a máximo.
maxmin	int	Valor de intervalo para movimiento de ángulo máximo a mínimo.
mant	int	Ángulo ingresado por el usuario para mantenimiento.
calAnterior	int	Ángulo de calibración ingresado previamente por usuario.
calActual	int	Ángulo de calibración ingresado actualmente por usuario.
cs	int	Variable para cumplimiento de número de series.
cr	int	Variable para cumplimiento de número de repeticiones.
contador1	int	Variable auxiliar para contadores.
res	int	Valor de intervalo para la calibración del servomotor.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Las variables de la Tabla 29 intervienen en las funciones del programa para almacenar datos ingresados por el usuario, incrementar o disminuir el valor del contador, entre otras. Es por eso, que antes de continuar con el detalle de los subprocesos mencionamos las funciones del programa y los paneles de selección para ingreso de datos del usuario, estas se encuentran descritas brevemente en la Tabla 30 mostrando las entradas y salidas de cada una de ellas.

Tabla 30 Funciones que intervienen en la programación

NOMBRE	TIPO	ENTRADAS	SALIDAS	DESCRIPCIÓN
LOGIN	Función activada al presionar botón	Caracteres con usuario y contraseña	Ninguna	Función para ingreso de usuario
SELZONA	Panel de selección	Ninguna	Datos de selección	Selección de zona de trabajo
SELBRAZO	Panel de selección	Ninguna	Datos de selección	Selección de brazo a rehabilitar
SELMOVIMIENTO	Panel de selección	Ninguna	Datos de selección	Selección de movimiento a ejecutar
ANGMIN	Función al ingresar dato	Ángulo mínimo (número)	Ninguna	Ingreso de ángulo mínimo
ANGMAX	Función al ingresar dato	Ángulo máximo (número)	Ninguna	Ingreso de ángulo máximo
SERIESC3	Función al ingresar dato	Número de series	Ninguna	Ingreso de número de series
REPETICIONESC3	Función al ingresar dato	Número de repeticiones	Ninguna	Ingreso de número de repeticiones
SEL_CICLO	Panel de selección	Ninguna	Datos de selección	Selección de velocidad de trabajo
PUERTO	Función al ingresar dato	Puerto USB	Ninguna	Ingreso de puerto para la comunicación Matlab-Arduino.
CONECTAR	Función activada al presionar botón	Elemento: Puerto	Comunicación Matlab-Arduino	Realiza la comunicación entre Matlab-Arduino
INICIALIZAR	Función activada al presionar botón	Ángulo mínimo	Ninguna	Ejecuta el movimiento desde la posición inicial hasta el ángulo mínimo
EJECUTA	Función activada al presionar botón	Ángulo mínimo, ángulo máximo	Señal de movimiento para el motor	Ejecuta el movimiento repetitivo del ciclo ingresado, dando la orden al motor.

Continúa →

ERROR_SENSORES	Función elaborada para control de estado	Fin de carrera	Mensaje de error en caso de activación	Verifica el estado de los fines de carrera
PULSOS	Función elaborada para contador	Lectura pin A0 de Arduino	Contador	Comprueba el cambio de estado de la entrada, aumenta/disminuye el contador
CONT	Función elaborada para contador	Posición motor: val	Contador	De acuerdo al valor de val se aumenta/disminuye el contador
COMPARAR	Función elaborada para comparación de contador	Contador	Mensaje en caso de error en comparación	Compara el valor actual del motor con el ángulo designado.
SENTIGO_GIRO	Función elaborada para sentido de giro	Sentido de giro de motor	Mensaje en caso de giro incorrecto	Verifica el giro correcto del motor
PEM	Función activada al presionar botón	Botón de paro de Emergencia, paro mecánico	Mensaje en caso de activación	Detiene la ejecución del programa
CALIBRAR	Función activada al presionar botón	Ángulo ingresado en mantenimiento	Señal de movimiento para el motor	Da la señal de movimiento al motor de acuerdo al ángulo Ingresado.
ESTADO_SENSORES	Panel de selección	Ninguna	Datos de selección	Selección de sensor a leer
LEER	Función activada al presionar botón	Pin de entrada de Arduino correspondiente al sensor	Estado de sensor	Lee y muestra el estado del sensor seleccionado.
STOP	Función activada al presionar botón	Botón de paro de lectura	Ninguna	Detiene la lectura del sensor
ON_OFF	Función elaborada para control de estado	Estado pin8 de Arduino	Ninguna	Verifica que exista energía en el sistema
PARO_ONOFF	Función elaborada para Control de estado	Estado de pin8 y pin 12 de Arduino	Mensaje en caso de activación/desactivación	Verifica que Paro de Emergencia esté desactivado y switch de ON/OFF esté activado

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Además, debido a que el servomotor Torxis presenta una histéresis que debe ser tomada en cuenta al momento de enviar la señal al mismo, se presenta en la Tabla 31 el escalamiento realizado para que el servomotor se posicione en el ángulo apropiado indicando el valor de la señal enviada y el valor en grados para un aumento angular en la columna de SUBIDA y para la disminución angular en la columna de BAJADA.

Estos valores son tomados en cuenta en el programa a manera de arreglo para que este tome el valor correcto del arreglo correspondiente, es decir, el momento de aumento angular, el motor se dirigirá al arreglo "SUBIDA" y si el motor está disminuyendo su ángulo de giro se dirige al arreglo "BAJADA". Una vez dirigido al arreglo correcto, el programa selecciona el valor del arreglo "SEÑAL" correspondiente para enviar este dato al motor y provocar el giro deseado. Cabe recalcar que los arreglos SUBIDA y BAJADA se encuentran en grados.

Tabla 31 Escalamiento de valor de señal y el ángulo correspondiente

SEÑAL SUBIDA	SUBIDA (°)	SEÑAL BAJADA	BAJADA (°)	SEÑAL SUBIDA	SUBIDA (°)	SEÑAL BAJADA	BAJADA (°)	SEÑAL SUBIDA	SUBIDA (°)	SEÑAL BAJADA	BAJADA (°)
56	0	55	0	82	94	81	94	108	184	107	184
57	3	56	5	83	97	82	97	109	187	108	187
58	8	57	8	84	100	83	100	110	190	109	190
59	11	58	11	85	105	84	105	111	193	110	193
60	14	59	14	86	108	85	110	112	198	111	196
61	17	60	19	87	111	86	113	113	201	112	199
62	20	61	22	88	116	87	116	114	204	113	202
63	23	62	27	89	121	88	119	115	207	114	205
64	26	63	30	90	124	89	124	116	210	115	210
65	31	64	33	91	127	90	127	117	213	116	213
66	34	65	36	92	130	91	130	118	216	117	216
67	37	66	41	93	133	92	135	119	219	118	219
68	40	67	44	94	136	93	138	120	222	119	222
69	45	68	47	95	141	94	141	121	225	120	225
70	48	69	50	96	144	95	144	122	230	121	228
71	51	70	55	97	147	96	147	123	233	122	231
72	54	71	58	98	150	97	152	124	236	123	234

Continúa →

73	59	72	61	99	153	98	155	125	239	124	237
74	62	73	64	100	158	99	158	126	242	125	240
75	65	74	69	101	161	100	161	127	245	126	245
76	70	75	72	102	164	101	164	128	248	127	248
77	75	76	75	103	167	102	169	129	251	128	253
78	80	77	80	104	172	103	172	130	254	129	256
79	83	78	83	105	175	104	175	131	257	130	257
80	86	79	86	106	178	105	178				
81	89	80	89	107	181	106	181				

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

3.6.3.3.1 Selección de proceso

La selección de proceso consiste en la selección y el ingreso de datos necesarios para realizar ya sea el proceso de rehabilitación o el de mantenimiento por parte de un usuario especializado en el área siguiendo el Manual de Operación.

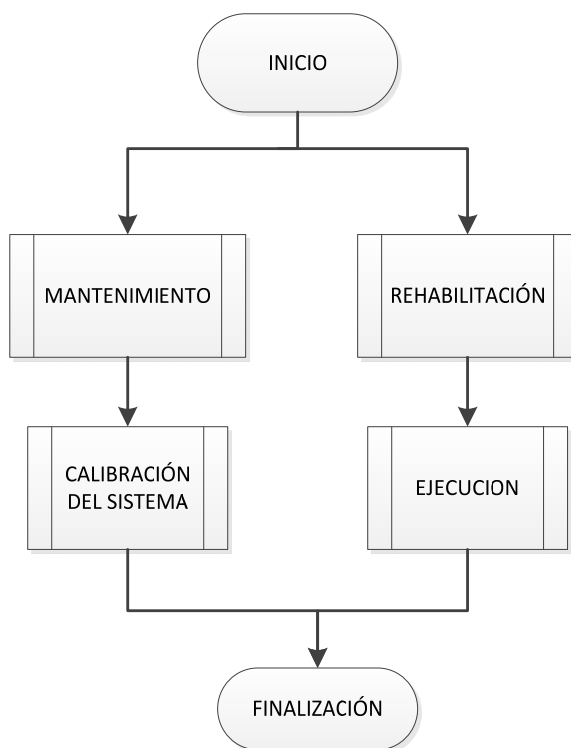


Figura 54 Diagrama de flujo de selección de proceso.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

- Mantenimiento: Proceso mediante el cual se verifica el estado de cada sensor, se calibra el motor y se comprueba el funcionamiento del motor.

- Calibración del sistema: Permite la visualización de estado del sensor de fin de carrera seleccionado, y el ángulo de giro del motor correspondiente al ingresado por el usuario de mantenimiento.
- Rehabilitación: Proceso que consiste en la selección e ingreso de datos para la rehabilitación ya sea de codo o de muñeca del paciente.
 - Ejecución: Proceso en el cual se ejecuta la información ingresada por el usuario durante el proceso de rehabilitación. Este proceso se describirá a más detalle posteriormente.

3.6.3.4 Calibración del sistema

Para poder efectuar la calibración del sistema se debe inicialmente realizar la comunicación serial con el fin de verificar el estado de sensores y funcionamiento del motor concerniente al ángulo de giro. Por lo tanto, en la Figura 55 se muestran los procesos para realizar la calibración del sistema.

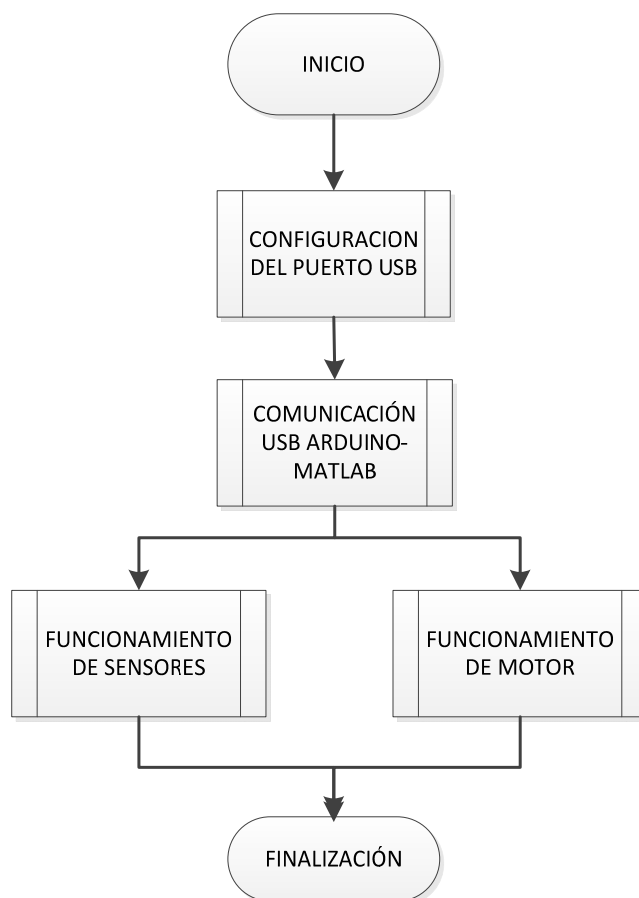


Figura 55 Diagrama de flujo de calibración del sistema.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

3.6.3.4.1 Configuración del puerto USB

El usuario debe ingresar el puerto USB habilitado para la tarjeta Arduino Uno con la que se va a realizar la comunicación serial. La manera más apropiada para el ingreso del puerto es comprobar en el Administrador de Dispositivos el puerto disponible para Arduino e ingresar dicho puerto en la interfaz de usuario. En caso de que el puerto se haya ingresado incorrectamente aparecerá un mensaje de error mostrado en la Tabla 35.

3.6.3.4.2 Comunicación USB entre Matlab- Arduino

Una vez ingresado el puerto se realiza la comunicación entre ambos programas por medio de las librerías que permiten esta conexión, tanto de Matlab, como de Arduino. El comando que define el objeto de la comunicación entre estos es de la siguiente manera:

```
a=arduino ('puerto')
```

Al momento de realizarse la comunicación Matlab-Arduino, se despliega un mensaje de confirmación de comunicación exitosa. En caso contrario, se muestra un mensaje de error para corregir el puerto.

3.6.3.4.3 Funcionamiento de sensores

El usuario de mantenimiento será capaz de seleccionar el estado del sensor a analizar. Al analizar los sensores, las funciones de Leer y Pausa son ejecutables con el fin de controlar el estado del sensor en cualquier momento. La función de Pausa permite que el usuario pueda realizar cualquier ajuste mecánico o electrónico al prototipo.

3.6.3.4.4 Funcionamiento del motor

La comprobación de funcionamiento de motor consiste en enviar al motor a un ángulo dispuesto por el usuario de mantenimiento con el objetivo de comprobar que el motor llegue al ángulo ingresado.

3.6.3.4.5 Código para la calibración del motor

```

%Comprobación de sistema energizado y verificación de estado de
%Paro de Emergencia.
PARO_ONOFF();
%Si la posición del motor es en 0° (debe aumentar su ángulo
%hasta llegar al ángulo ingresado para calibración)

if servo<=56
    b=abs(escalaS-mant);
    d=min(b);
    e=find(b==d);
    cal=normalS(e(1));
    r=1
    calAnterior=55
    calActual=cal
    mant2=mant
else
    res=mant-mant2

    %Escalamiento del valor de ángulo ingresado en ángulo
    %a valor de señal enviada al motor(cal), este escalamiento
    %es para un giro de un ángulo menor a uno mayor.
    if res>0
        b=abs(escalaS-mant);
        d=min(b);
        e=find(b==d);
        cal=normalS(e(1));
        calActual=cal;
    end

    %Escalamiento del valor de ángulo ingresado en ángulo
    %a valor de señal enviada al motor(cal), este escalamiento
    %es para un giro de un ángulo menor a uno mayor.
    if res<0
        b=abs(escalaB-mant);
        d=min(b);
        e=find(b==d);
        cal=normalB(e(1));
        calActual=cal;
        r=-1
    end
end

if p==0
%GIRO DEL MOTOR DESDE ÁNGULO PREVIO AL ÁNGULO INGRESADO ACTUALMENTE
for(j=calAnterior:r:calActual)
    j
    %Desactivación de botones mientras el motor está girando.
    set(handles.CONECTAR,'enable','off')
    set(handles.CALIBRAR,'enable','off');
    set(handles.LEER,'enable','off');
    set(handles.STOP,'enable','off');
end

```

```

%Comprobación de sistema energizado y verificación de estado %de Paro
de Emergencia.
    PARO_ONOFF();
    if p==0
        %Envío de señal al motor con el valor de m.
        c.servoWrite(10,j)
        %Tiempo de espera entre cada cambio angular del motor.
        pause(0.3);
        %Lectura de posición del servo.
        servo=c.servoRead(10)
    end
    if p==1
        set(handles.CONECTAR,'enable','off')
        set(handles.CALIBRAR,'enable','off');
        set(handles.LEER,'enable','off');
        set(handles.STOP,'enable','off');
    end
end
end
mant2=mant;
calAnterior=calActual;

%Habilitación de botón CALIBRAR para giro del servomotor.
set(handles.CALIBRAR,'enable','on');
set(handles.LEER,'enable','on');
set(handles.STOP,'enable','on');

```

3.6.3.5 Rehabilitación

El proceso de rehabilitación permite al usuario ingresar los datos y seleccionar la información para realizar el proceso de rehabilitación personalizada a cada paciente. El diagrama de flujo mostrado en la Figura 56 sintetiza la zona de trabajo como son codo y muñeca con sus respectivos movimientos. En el proceso de rehabilitación es necesario ingresar el ciclo de trabajo a realizarse, la configuración del puerto USB, la comunicación USB Matlab - Arduino para posteriormente en el proceso de Ejecución efectuar el ciclo de trabajo ingresado por el usuario.

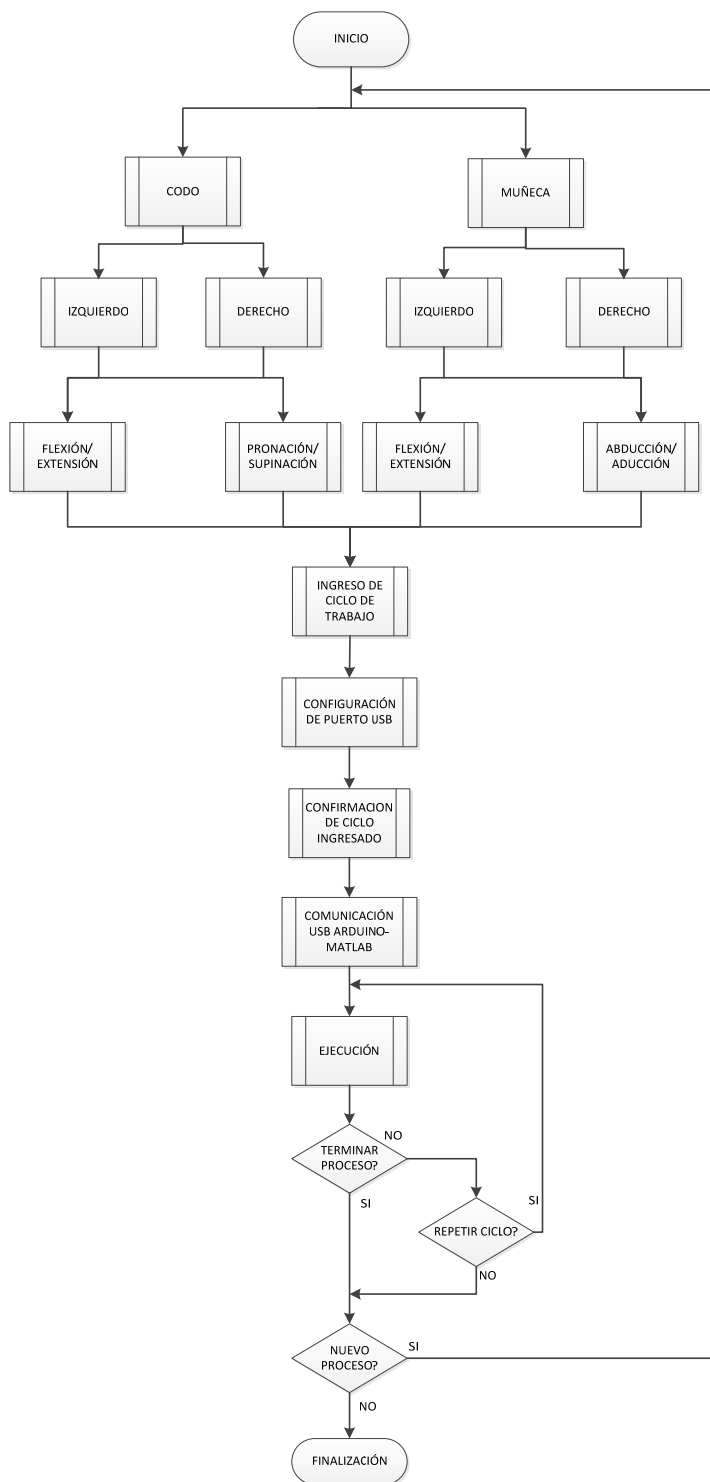


Figura 56 Diagrama de flujo rehabilitación

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

En la primera posibilidad de selección de proceso se considera la zona a rehabilitar, donde es posible seleccionar una de estas zonas, ya sea codo o muñeca.

3.6.3.5.1 Zona de articulación a rehabilitar

El prototipo ha sido diseñado tal que el usuario pueda seleccionar la articulación del codo o la articulación de la muñeca afectada del paciente para su rehabilitación.

3.6.3.5.2 Brazo a rehabilitar

En este caso, el usuario puede seleccionar el brazo que el paciente necesite rehabilitar, siendo izquierdo o derecho.

3.6.3.5.3 Movimiento a realizar

Conociendo los movimientos propuestos para el prototipo, el usuario tiene las opciones de los siguientes movimientos:

- Flexión/Extensión del codo
- Pronación/Supinación del codo
- Flexión/Extensión de la muñeca
- Abducción/Aducción de la muñeca

Los límites angulares considerados de acuerdo al movimiento de cada articulación están expuestos en la Tabla 32, los cuales coinciden con los mencionados en capítulos anteriores.

Tabla 32 Límites angulares de acuerdo al movimiento.

LIMITES ANGULARES DE ACUERDO AL MOVIMIENTO			
ZONA	MOVIMIENTO	RANGO	
		MINIMO(amin)	MAXIMO(amax)
Codo	Flexión/Extensión	0°	130°
	Pronación/Supinación	-90°	90°
Muñeca	Flexión/Extensión	-70°	70°
	Abducción/Aducción	-30°	15°

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

3.6.3.5.4 Ingreso de ciclo de trabajo

El fisioterapeuta ingresa mediante la interfaz el procedimiento de rehabilitación personalizado para cada paciente. El diagrama de flujo de la Figura 57 indica el proceso de ingreso de datos para cualquier tipo de movimiento seleccionado previamente.



Figura 57 Ingreso de ciclo de trabajo

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

3.6.3.5.4.1 Rango angular de trabajo

Considerando los límites de trabajo de la Tabla 32 se programa la interfaz de tal manera que el usuario no pueda ingresar valores fuera del rango, ni valores que no sean numéricos.

3.6.3.5.4.2 Número de repeticiones y series

El número de repeticiones y series se da de acuerdo a lo especificado por el fisioterapeuta quien ingresa únicamente valores numéricos. El número de

repeticiones consiste en la cantidad de veces que el sistema se moverá desde el ángulo mínimo al ángulo máximo ingresados. El número de series se refiere a las veces que el sistema repetirá cada serie programada por el fisioterapeuta.

3.6.3.5.4.3 Velocidad de trabajo

Por razones de seguridad al paciente se han colocado únicamente tres posibles velocidades, baja, media y alta. Esta velocidad será seleccionada por el fisioterapeuta tomando en cuenta el grado de dolor y de movilidad del paciente.

3.6.3.5.5 Configuración del puerto USB

Como se enunció anteriormente, el puerto ingresado debe ser el correspondiente al disponible para la conexión con la tarjeta Arduino.

3.6.3.5.6 Confirmación de ciclo ingresado

El usuario en este paso es capaz de confirmar los datos que ingresó previamente para asegurarse que todo corresponde a lo deseado.

3.6.3.5.7 Comunicación USB Matlab-Arduino

Si el puerto USB ingresado previamente es correcto, la comunicación entre Matlab y Arduino es posible generando un mensaje de aviso para posteriormente seguir con el proceso de Ejecución.

3.6.3.5.8 Ejecución

Con el rango angular configurado previamente por el usuario, las variables son inicializadas y el motor se desplazará desde la posición inicial hacia el ángulo mínimo asignado para comenzar a realizar el procedimiento del movimiento oscilatorio dentro del rango angular propuesto hasta cumplir con el número de repeticiones y series ingresadas. En esta sección se describirán las variables que intervienen y las funciones necesarias para la ejecución del movimiento y del control del sistema.

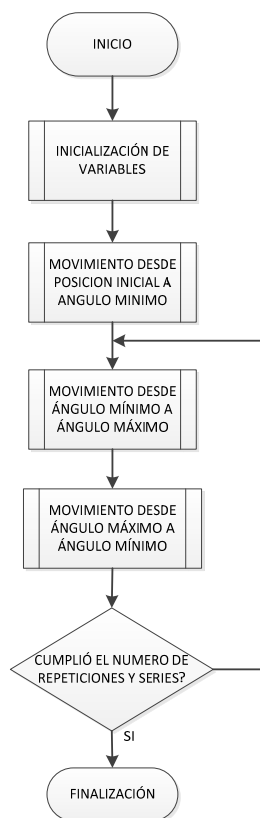


Figura 58 Ejecución del proceso

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Previo a detallar el proceso de Inicialización de variables es necesario describir las variables que intervienen en el programa, mostradas en la Tabla 29, la cual muestra el tipo de variable y la descripción respectiva referente a su utilización en el programa.

3.6.3.5.8.1 Inicialización de variables

Al momento de comenzar la ejecución del programa, se deben inicializar algunas de las variables de manera que no existan datos erróneos o tipo basura que puedan alterar el funcionamiento correcto del programa y del proceso en sí. Sin embargo, se mantiene la información de las variables tomadas en el ingreso de datos de zona a rehabilitar, brazo, movimiento, ángulos mínimo y máximo, velocidad de trabajo y número de series y repeticiones.

3.6.3.5.8.2 Movimiento desde posición inicial a ángulo mínimo

La posición inicial del motor depende primordialmente del tipo de movimiento y el brazo, ya sea izquierdo o derecho, por lo que una vez seleccionada esta información y la comunicación Matlab-Arduino sea exitosa, el motor se colocará en la posición inicial respectiva indicada en la Tabla 33 y en el proceso actual se dirige desde la posición inicial hasta el ángulo mínimo ingresado por el usuario en la interfaz. La función que realiza este movimiento del motor se denomina INICIALIZAR, ver Tabla 30.

Tabla 33 Posición inicial del motor

POSICION INICIAL DEL MOTOR (°)			
ZONA	MOVIMIENTO	BRAZO	
		IZQUIERDO	DERECHO
Codo	Flexión/Extensión	180°	0°
	Pronación/Supinación	90°	90°
Muñeca	Flexión/Extensión	180°	180°
	Abducción/Aducción	180°	180°

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

Cabe recalcar que los valores angulares de la Tabla 33 se refieren a la posición real del motor dado que el límite de giro del motor Torxis i00600 es de 0° a 270°. Por lo tanto, se dispuso el motor de tal manera que sea capaz de realizar todos los movimientos en el rango adecuado y, por consiguiente, los valores mostrados en la Tabla 33 se deben a la posición inicial que debe tomar el motor para realizar el movimiento apropiadamente.

Código para el movimiento desde la posición inicial a ángulo mínimo

```
%Función que dirige al motor desde la posición inicial hasta el ángulo
%mínimo ingresado para que posteriormente se mueva dentro del rango
%ingresado por el usuario.
```

```
%Declaración de variables que intervienen en la función.
global c p pos velo w subida minimo app val
```

```
%Mensaje de precaución antes de mover el servomotor.
f=warndlg('El motor se moverá al ángulo mínimo ingresado.
Cuidado.', 'Advertencia');
set(f, 'WindowStyle', 'modal', 'CloseRequestFcn', '');
```



```

pause(1.5);
set(handles.INICIALIZAR, 'enable', 'off');
set(handles.NUEVO_PROC, 'enable', 'off');
%GIRO DE MOTOR DESDE POSICIÓN INICIAL HASTA ÁNGULO MÍNIMO INGRESADO
for(w=pos:subida:minimoi)

%Verificación de sistema energizado y estado de Paro de Emergencia.
    PARO_ONOFF();
    if(p==0)
        c.servoWrite(10,w)
        pause(velo);
        val=c.servoRead(10)
    elseif(p==1)
        return;
    end
end
%Una vez alcanzado el ángulo mínimo, se pide al usuario que
%coloque al paciente a ser rehabilitado.
if w==minimoi
    f=msgbox('Por favor coloque al paciente en el
prototipo.', 'Mensaje');
    waitfor(f);
    set(handles.EJECUTA, 'enable', 'on');
    set(handles.NUEVO_PROC, 'enable', 'on');
end

```

3.6.3.5.8.3 Movimiento desde ángulo mínimo a ángulo máximo

Este movimiento del motor se efectúa únicamente entre el rango del ángulo mínimo al ángulo máximo.

3.6.3.5.8.4 Movimiento desde ángulo máximo a ángulo mínimo

El motor gira desde el valor del ángulo máximo ingresado del movimiento al ángulo mínimo. Para estos dos últimos procesos, en cada escritura al motor se verifica el estado de sensores de fin de carrera a manera de protección ya que cuando se acerca a los ángulos límites del rango no debe excederse, además también se compara el valor del contador con la señal que tiene el motor en ese momento.

Es decir, se comprueba que el ángulo del motor en cada momento corresponda al giro realizado por el mismo por medio de un contador. Los sensores colocados en el sistema también permiten determinar el sentido de giro en caso de posible fallo del motor. Durante la ejecución de ambos movimientos, se toma en cuenta el estado del botón de paro de emergencia presente en la interfaz. Las funciones expuestas en la Tabla 30 que intervienen en dichos procesos son:

- EJECUTA
- ERROR_SENORES
- PULSOS
- CONT
- COMPARAR
- SENTIDO_GIRO
- PEM (Paro de Emergencia)

3.6.3.5.8.5 Cumplimiento del número de repeticiones y series

El número de repeticiones y series ingresadas se realiza por conteo para que se cumpla el ciclo ingresado por el usuario a través de la interfaz. Mientras las repeticiones y series no se hayan cumplido, el proceso sigue el movimiento desde ángulo mínimo hasta el ángulo máximo y posteriormente el movimiento desde ángulo máximo hacia ángulo mínimo.

Código para el movimiento del motor según el proceso ingresado

```

%%CUMPLIMIENTO DE REPETICIONES Y SERIES DEL PROCESO DE ACUERDO AL RANGO
%%ANGULAR INGRESADO POR EL USUARIO
%El motor incrementa y decrementa su ángulo yendo desde el ángulo
%mínimo al máximo, y desde el ángulo máximo al mínimo hasta cumplir
%con el número de repeticiones y series indicadas por el usuario.
for(cs=1:1:ser)
    %Visualización de número de serie actual
    set(handles.SERACTUAL, 'String', cs)
    for(cr=1:1:rep)
        %Visualización de número de repetición actual
        set(handles.REPACTUAL, 'String', cr)
        %Establecimiento de ángulo mínimo de acuerdo al número de
        %serie, es necesario debido a la histéresis del motor.
        if cs==1
            if cr==1
                minimo=minimoi
                contador1=angmin1;
            end
        end
        if cs>=2
            minimo=minimob
            contador1=angmin1;
        end
        %Funciones de contadores, teórico y real.
        PULSOS();
        CONT();
        %Visualización del valor actual del contador.
        set(handles.ANGULOACTUAL, 'String', contador_real)
        %Verificación de estado de Paro de Emergencia y sistema
        %energizado
        PARO_ONOFF();
        %GIRO DEL MOTOR DESDE EL ÁNGULO MÍNIMO AL ÁNGULO MÁXIMO
        for(m=minimo:minmax:angmax2)
            app=3    %Variable auxiliar.
            val=c.servoRead(10)

            %Funciones de contadores, teórico y real.
            PULSOS();
            CONT();
            set(handles.ANGULOACTUAL, 'String', contador_real)
            %Lectura del sensor correspondiente al movimiento
            ERROR_Sensores();
            %Asignación de variable para aumento/decremento
            %angular de acuerdo al movimiento, asignado en
            %Pantalla 4.
            if minmax==1
                %Variable: aux_pulsos=1 el contador incrementa.
                aux_pulsos=1;
            elseif minmax==-1

```

```

    %Variable: aux_pulsos=2 el contador decrementa.
    aux_pulsos=2;
end
%Verificación de estado de Paro de Emergencia y sistema
%energizado
PARO_ONOFF();
%Envío de señal al motor con el valor de m.
c.servoWrite(10,m);
%Tiempo de espera entre cada cambio angular del motor.
pause(velo);
%Lectura de posición del servo.
val=c.servoRead(10)%
%Funciones de contadores, teórico y real.
PULSOS();
CONT();
%Visualización del valor actual del contador.
set(handles.ANGULOACTUAL,'String',contador_real);
%Lectura de posición del servo.
val=c.servoRead(10)
%Función que compara los valores de contadores
%teórico y real que estén en un rango aceptable,
%de lo contrario, se muestra un error.
COMPARAR();
if r==0
    f=errorDlg('Error en comparación')
    p=1;
    delete(c);
    waitfor(f);
end
sentidoActual=val;
%Función que determina el sentido de giro
SENTIDO_GIRO();

%Dependiendo del sentido de giro obtenido de la función
%SENTIDO_GIRO se muestra la imagen que indique el giro
%actual del servomotor.
if giro>0
    guidata(hObject, handles);
    axes(handles.sgiroim)
    background = imread('GiroAntihorario.png');
    axis off;
    imshow(background);
end
if giro<0
    guidata(hObject, handles);
    axes(handles.sgiroim)
    background = imread('GiroHorario.png');
    axis off;
    imshow(background);
end
if giro==0
    guidata(hObject, handles);

```

```

        axes(handles.sgiroim)
        background = imread('gris.png');
        axis off;
        imshow(background);
    end
    %Visualización del sentido de giro.
    set(handles.SGIRO, 'String', sentido);
end
end
if(m==angmax2)
    val=c.servoRead(10)
    PULSOS();
    CONT();
    set(handles.ANGULOACTUAL, 'String', contador_real)
%GIRO DEL MOTOR DESDE EL ÁNGULO MÁXIMO AL ÁNGULO MÍNIMO
    for(n=angmax2:maxmin:minimob) %DESDE ANG MAX A ANGMIN
        app=55 %Variable auxiliar
        %Lectura de posición del servo.
        val=c.servoRead(10)
        %Funciones de contadores, teórico y real.
        PULSOS();
        CONT();
        %Visualización del valor actual del contador.
        set(handles.ANGULOACTUAL, 'String', contador_real);
        %Lectura del sensor correspondiente al movimiento
        ERROR_Sensores();
        %Asignación de variable para aumento/decremento
        %angular de acuerdo al movimiento, asignado en
        %Pantalla 4.
        if maxmin==1
            %Variable: aux_pulsos=1 el contador incrementa.
            aux_pulsos=1;
        elseif maxmin==--1
            %Variable: aux_pulsos=2 el contador decrementa.
            aux_pulsos=2;
        end
        %Verificación de estado de Paro de Emergencia y sistema
        %energizado
        PARO_ONOFF();
        %Envío de señal al motor con el valor de n.
        c.servoWrite(10,n);
        %Tiempo de espera entre cada cambio angular del motor.
        pause(velo);
        %Lectura de posición del servo.
        val=c.servoRead(10)
        %Funciones de contadores, teórico y real.
        PULSOS();
        CONT();
        %Visualización del valor actual del contador.
        set(handles.ANGULOACTUAL, 'String', contador_real)
        %Lectura de posición del servo.
        val=c.servoRead(10);
    end
end

```

```

%Verificación de estado de Paro de Emergencia y sistema
%energizado
PARO_ONOFF();
%Función que compara los valores de contadores
%teórico y real que estén en un rango aceptable,
%de lo contrario, se muestra un error.
COMPARAR();
if r==0
    f=msgbox('Error en comparación')
    p=1;
    delete(c);
    waitfor(f);
end
sentidoActual=val;
%Función que determina el sentido de giro.
SENTIDO_GIRO();
%Dependiendo del sentido de giro obtenido de la función
%SENTIDO_GIRO se muestra la imagen que indique el giro
%actual del servomotor.
if giro>0
    guidata(hObject, handles);
    axes(handles.sgiroim)
    background = imread('GiroAntihorario.png');
    axis off;
    imshow(background);
end
if giro<0
    guidata(hObject, handles);
    axes(handles.sgiroim)
    background = imread('GiroHorario.png');
    axis off;
    imshow(background);
end
if giro==0
    guidata(hObject, handles);
    axes(handles.sgiroim)
    background = imread('gris.png');
    axis off;
    imshow(background);
end
%Visualización del sentido de giro.
set(handles.SGIRO, 'String', sentido)
end
end
end
end
end

```

3.6.3.5.8.6 Término de proceso

Al momento de cumplir series y repeticiones, en la interfaz se desplaza un mensaje para que el usuario determine si desea repetir el mismo ciclo ingresado o si desea terminar el proceso, en caso de que el usuario desee terminar el proceso, el motor se mueve desde el ángulo mínimo hasta la posición inicial nuevamente.

Código para la terminación de proceso

```
%Al término de series y repeticiones, se pregunta al usuario si
%terminar la ejecución para llevar al motor a la posición final(0°),
%caso contrario, el usuario puede repetir el ciclo ingresado
%anteriormente.
if(cs==ser)

%Imagen sin indicación de sentido de giro
guidata(hObject, handles);
axes(handles.sgiroim)
background = imread('gris.png');
axis off;
imshow(background);
if(cr==rep)

%Pregunta al usuario para finalmenteterminar la ejecución.
f=questdlg('¿Desea terminar la ejecución?', 'TERMINAR', 'Si', 'No');
%Caso negativo: El usuario puede ejecutar nuevamente el
%procedimiento ingresado previamente.
if strcmp(f, 'No')
    %Activación/Desactivación de botones.
    set(handles.INICIALIZAR, 'enable', 'off');
    set(handles.EJECUTA, 'enable', 'on');
    set(handles.NUEVO_PROC, 'enable', 'off');
    return;
end

%Caso afirmativo: El servomotor se dirige a la posición final(0°),
%y se habilitan bototnes para que el usuario tenga opciones de
%salir o de seleccionar un proceso de rehabilitación diferente.
if strcmp(f, 'Si')
    g=warndlg('Retire al paciente del prototipo. El motor se moverá
    a la posición central.', 'Advertencia');
```

```

waitfor(g);
%Desactivación de botones.
set(handles.EJECUTA, 'enable', 'off');
set(handles.INICIALIZAR, 'enable', 'off');
set(handles.NUEVO_PROC, 'enable', 'off');
set(handles.REPACTUAL, 'String', '');
set(handles.SERACTUAL, 'String', '');
set(handles.ANGULOACTUAL, 'String', '');
set(handles.SGIRO, 'String', '')

%GIRO DEL MOTOR DESDE EL ÁNGULO MINIMO HASTA POSICIÓN FINAL(0°)
for(t=minimob:-1:55) %DESDE ANGMIN AL 0
%Verificación de estado de Paro de Emergencia y sistema
%energizado
    PARO_ONOFF();
    %Envío de señal al motor con el valor de t.
    c.servoWrite(10,t)

    %Tiempo de espera entre cada cambio angular del motor.
    pause(velo);
%Verificación de estado de Paro de Emergencia y sistema
%energizado
    PARO_ONOFF();
    %Lectura de posición del servo.
    val=c.servoRead(10)

%Una vez alcanzada la posición final, se deben desactivar
%todos los botones, excepto el que permite un nuevo ingreso
%de proceso.
    if(t==55)
        %Habilitación y desactivación de botones
        set(handles.INICIALIZAR, 'enable', 'off');
        set(handles.EJECUTA, 'enable', 'off');
        set(handles.NUEVO_PROC, 'enable', 'on');
    end
end
end
end
end
end

```

- Repetición de ciclo

El usuario puede seleccionar este botón al término del ciclo para cumplir nuevamente el proceso de principio a fin.

- Nuevo proceso

Al presionar este botón, el usuario es dirigido inmediatamente a la pantalla donde puede seleccionar todos los datos nuevamente, por lo tanto, todas las variables son inicializadas completamente para el nuevo proceso a ejecutar.

3.6.4 Consideraciones de contadores durante la ejecución del proceso

Como se mencionó anteriormente el servomotor está dispuesto de tal manera que sea capaz de realizar todos los movimientos, por lo tanto, en la Tabla 34. se muestra los valores de la posición inicial del motor y los valores de contadores, es decir, la variable “contador_real” se refiere a los ángulos a los que gira el motor, sin embargo, “contador_teorico” hace referencia al rango angular de cada movimiento.

El usuario es capaz de ver el valor de contador real en la interfaz de usuario para así comprobar que el paciente realice el movimiento en el rango apropiado. Por otro lado, el contador teórico nos permite comprobar a manera de control no visible por el usuario pero de control de programa que el motor se encuentre en el ángulo apropiado y que gire de manera correcta.

Tabla 34 Valores de contadores en posiciones iniciales y finales.

Valores de Contadores en Posiciones Iniciales y Finales				
FECD			FECI	
	Contador_real (°)	Contador_teórico (°)	Contador_real (°)	Contador_teórico (°)
Angmin	0	0	180	0
Pos. Inicial	0	0	180	0
Angmax	130	130	50	130
PSCD			PSCI	
	Contador_real (°)	Contador_teórico (°)	Contador_real (°)	Contador_teórico (°)
Angmin	0	-90	180	-90
Pos. Inicial	90	0	90	0
Angmax	180	90	0	90
FEMD			FEMI	
	Contador_real (°)	Contador_teórico (°)	Contador_real (°)	Contador_teórico (°)
Angmin	110	-70	250	-70
Pos. Inicial	180	0	180	0
Angmax	250	70	110	70
AAMD			AAMI	
	Contador_real (°)	Contador_teórico (°)	Contador_real (°)	Contador_teórico (°)
Angmin	195	-15	165	-15
Pos. Inicial	180	0	180	0
Angmax	150	30	210	30

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación

3.6.5 Mensajes desplegados en la interfaz

Los mensajes que pueden aparecer en la interfaz de usuario pueden ser de tres tipos, advertencia, error y mensaje al usuario. El usuario de la interfaz podrá visualizar los mensajes durante el ingreso de ciclo de trabajo así como durante la ejecución del proceso de rehabilitación.

Tabla 35 . Mensajes desplegados en la interfaz

Mensaje	Tipo	Causa
¿Desea salir del programa?	Pregunta	Salir del programa.
Ingreso incorrecto	Error	Usuario o contraseña incorrecta.
Debe ingresar un número	Error	En casilleros de ingreso de datos, los datos aceptados son únicamente numéricos.
El ángulo mínimo ingresado es inferior al apropiado	Error	Rango angular incorrecto.
El ángulo máximo ingresado es superior al apropiado	Error	Rango angular incorrecto.
El ángulo mínimo debe ser inferior al máximo	Error	Rango angular incorrecto.
El ángulo máximo debe ser superior al mínimo	Error	Rango angular incorrecto.
El ángulo mínimo debe ser diferente al máximo	Error	Rango angular incorrecto.
El ángulo máximo debe ser diferente al mínimo	Error	Rango angular incorrecto.
Ingrese únicamente números enteros	Error	Rango angular incorrecto.
El valor no está dentro de los límites, ingrese un nuevo valor	Error	El número de series o repeticiones es inferior a cero, o sobrepasa un límite apropiado.
Debe ingresar el puerto.Ej:COM4	Error	No se ha ingresado correcta información del puerto.
Espera un momento por favor, se verificará el puerto ingresado.	Mensaje	Se comprueba el puerto ingresado y realiza la comunicación serial de ser posible.

Continúa →

Conexión fallida. Revise el puerto.	Error	Error al realizar la conexión o puerto incorrecto.
Motor listo.	Mensaje	El motor está posicionado apropiadamente para realizar el movimiento indicado.
El motor se moverá al ángulo mínimo ingresado. Cuidado.	Advertencia	Movimiento desde posición inicial hasta el ángulo mínimo ingresado por el usuario.
Por favor coloque al paciente en el prototipo.	Mensaje	Posición de trabajo del paciente al inicio del proceso.
Error en comparación.	Error	El contador angular no concuerda con la posición del sistema.
¿Desea terminar la ejecución?	Pregunta	Al terminar proceso de rehabilitación, en caso se requiera repetir el ciclo previo.
Retire al paciente del prototipo. El motor se moverá a la posición central.	Advertencia	El sistema regresa a posición inicial, se debe retirar al paciente por seguridad.
El Paro de Emergencia ha sido activado.	Error	Paro de emergencia activado por el usuario.
Pulse OK para continuar.	Advertencia	OK para continuar al pausar el procedimiento en progreso.
El sensor de fin de carrera de Flexión/Extensión del brazo Derecho.	Error	Sensor de fin de carrera de Flexión/Extensión del codo activado.
El sensor de fin de carrera de Flexión/Extensión del brazo Izquierdo.	Error	Sensor de fin de carrera de Flexión/Extensión del codo activado.

Continúa →

El sensor de fin de carrera de Pronación/Supinación del brazo.	Error	Sensor de fin de carrera de Pronación/Supinación del codo activado.
El sensor de fin de carrera de Pronación/Supinación del brazo.	Error	Sensor de fin de carrera de Pronación/Supinación del codo activado.
El sensor de fin de carrera de Flexión/Extensión del brazo.	Error	Sensor de fin de carrera de Flexión/Extensión de la muñeca activado.
El sensor de fin de carrera de Flexión/Extensión del brazo.	Error	Sensor de fin de carrera de Flexión/Extensión de la muñeca activado.
El sensor de fin de carrera de Abducción/Aducción del brazo.	Error	Sensor de fin de carrera de Abducción/Aducción de la muñeca activado.
El sensor de fin de carrera de Abducción/Aducción del brazo.	Error	Sensor de fin de carrera de Abducción/Aducción de la muñeca activado.
El motor se encuentra girando en sentido contrario al correcto.	Error	Movimiento incorrecto del motor.

Fuente: Elaborado por autoras de la investigación