



**UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO**  
**FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS, ELECTRÓNICA E**  
**INDUSTRIAL**  
**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA Y COMUNICACIONES**

**TEMA:**

---

**“PRÓTESIS ELECTRÓNICA PARA LA REHABILITACIÓN DEL SÍNDROME DEL TÚNEL DEL CARPO”**

---

Trabajo de graduación. Modalidad: Proyecto de Investigación, presentado previo a la obtención del Título de Ingeniero en Electrónica y Comunicaciones.

**SUBLÍNEA DE INVESTIGACIÓN:** Sistemas Embebidos

**AUTOR:** Rodrigo Santiago Núñez Acosta

**TUTOR:** Ing. Germán Patricio Encalada Ruiz, Mg.

Ambato - Ecuador

Octubre 2018

## APROBACIÓN DEL TUTOR

En mi calidad de Tutor del Trabajo de Investigación sobre el tema:

“PRÓTESIS ELECTRÓNICA PARA LA REHABILITACIÓN DEL SÍNDROME DEL TÚNEL DEL CARPO”, del señor Rodrigo Santiago Núñez Acosta, estudiante de la Carrera de Ingeniería en Electrónica y Comunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, considero que el informe investigativo reúne los requisitos suficientes para que continúe con los trámites y consiguiente aprobación de conformidad con el numeral 7.2 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato.

Ambato, Octubre de 2018



EL TUTOR

Ing. Patricio Encalada, Mg.

## AUTORÍA

El presente Proyecto de Investigación titulado "PRÓTESIS ELECTRÓNICA PARA LA REHABILITACIÓN DEL SÍNDROME DEL TÚNEL DEL CARPO". Es absolutamente original, auténtico y personal, en tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato, Octubre de 2018



Rodrigo Santiago Núñez Acosta

CC: 1804634143

## **DERECHOS DE AUTOR**

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato, para que haga uso de este Trabajo de Titulación como un documento disponible para la lectura, consulta y procesos de investigación.

Cedo los derechos de mi Trabajo de Titulación, con fines de difusión pública, además autorizo su reproducción dentro de la regulación de la Universidad.

Ambato, Octubre de 2018



Rodrigo Santiago Núñez Acosta

CC: 1804634143

### APROBACIÓN DE LA COMISIÓN CALIFICADORA

La Comisión Calificadora del presente trabajo conformada por los señores docentes Ing. Santiago Manzano, e Ing. Giovanni Brito, revisó y aprobó el Informe Final del trabajo de graduación titulado "PRÓTESIS ELECTRÓNICA PARA LA REHABILITACIÓN DEL SÍNDROME DEL TÚNEL DEL CARPO", presentado por el señor Rodrigo Santiago Núñez Acosta de acuerdo al numeral 9.1 de los Lineamientos Generales para la aplicación de Instructivos de las Modalidades de Titulación de las Facultades de la Universidad Técnica de Ambato,



Ing. Mg. Elsa Pilar Urrutia  
PRESIDENTA DEL TRIBUNAL



Ing. Santiago Manzano, Mg  
Docente Calificador



Ing. Giovanni Brito, Mg  
Docente Calificador

## **DEDICATORIA**

*A mis padres y hermana que siempre estuvieron apoyándome, al igual que toda mi familia, en cada una de mis etapas de estudio y me dieron valiosos consejos, no solo para formarme como profesional sino como hombre de bien.*

Rodrigo Santiago Núñez Acosta

## **AGRADECIMIENTO**

*A Dios por darme la fortaleza, para no rendirme en cada uno de los retos que se han presentado a lo largo de mi vida.*

*A mis padres, mi hermana y familia, que siempre supieron como apoyarme y no me dejaron solo, hasta culminar mis metas.*

*A los docentes que he tenido la oportunidad de conocer a lo largo de la carrera, por los consejos, las enseñanzas y las lecciones de vida; en especial al Ing. Patricio Encalada quien me guió a lo largo de la culminación de este proyecto.*

Rodrigo Santiago Núñez Acosta

# ÍNDICE DE CONTENIDOS

<b>Aprobación del Tutor.....</b>	<b>ii</b>
<b>Autoría.....</b>	<b>iii</b>
<b>Derechos de Autor.....</b>	<b>iv</b>
<b>Aprobación de la Comisión Calificadora.....</b>	<b>v</b>
<b>Dedicatoria.....</b>	<b>vi</b>
<b>Agradecimiento.....</b>	<b>vii</b>
<b>Índice de Tablas.....</b>	<b>xi</b>
<b>Índice de Figuras.....</b>	<b>xiii</b>
<b>Resumen.....</b>	<b>xx</b>
<b>Abstract.....</b>	<b>xxi</b>
<b>Introducción.....</b>	<b>xxii</b>
<b>CAPÍTULO 1 EL PROBLEMA .....</b>	<b>1</b>
1.1 Tema de Investigación .....	1
1.2 Planteamiento del problema.....	1
1.3 Delimitación.....	2
1.4 Justificación.....	3
1.5 Objetivos .....	4
1.5.1 Objetivo General .....	4
1.5.2 Objetivos Específicos.....	4
<b>CAPÍTULO 2 MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>5</b>
2.1 Antecedentes Investigativos.....	5
2.2 Fundamentación Teórica.....	7
2.2.1 Descripción del Síndrome del Túnel del Carpo .....	7



2.2.2 Rutinas de Rehabilitación Existentes del Síndrome del Túnel del Carpo en el Centro de Fisioterapia “San Nicolás” .....	9
2.2.3 Biomecánica de la Muñeca .....	15
2.2.4 Ejercicios de Fortalecimiento de los músculos de la muñeca .....	16
2.2.5 Robótica en la Rehabilitación .....	18
2.2.6 Hardware Libre .....	19
2.2.7 Software Libre.....	27
2.2.8 Software Adicional.....	28
2.2.9 Sistemas de control .....	28
2.3 Propuesta de solución.....	28
<b>CAPÍTULO 3 METODOLOGÍA .....</b>	<b>29</b>
3.1 Modalidad de Investigación .....	29
3.2 Recolección de la Información.....	29
3.3 Procesamiento y Análisis de Datos .....	30
3.4 Desarrollo del proyecto .....	30
<b>CAPÍTULO 4 DESARROLLO DE LA PROPUESTA .....</b>	<b>31</b>
4.1 Introducción .....	31
4.2 Análisis de Factibilidad.....	31
4.2.1 Factibilidad Técnica.....	31
4.2.2 Factibilidad Económica.....	31
4.2.3 Factibilidad Bibliográfica .....	32
4.3 Estudio y Análisis de Requerimientos del Prototipo .....	32
4.4 Primera Etapa (Análisis de Requerimientos del Sistema) .....	33
4.4.1 Requerimientos Físicos de la Prótesis de Rehabilitación.....	33
4.4.2 Análisis Matemático de la Prótesis de Rehabilitación .....	36
4.4.3 Análisis de Requerimientos de Operación de la Prótesis.....	51

4.4.4 Selección de componentes del prototipo.....	52
4.5 Segunda Etapa (Construcción y Pruebas) .....	56
4.5.1 Simulación de los elementos del prototipo .....	56
4.5.2 Construcción del Prototipo.....	66
4.5.3 Pruebas de Funcionamiento y Corrección de Errores .....	71
4.5.4 Pruebas de Funcionamiento y Corrección de Errores .....	86
4.5.5 Construcción del Prototipo Final .....	89
4.6 Tercera Etapa (Proceso de Rehabilitación) .....	96
4.6.1 Pruebas Rehabilitación con el uso del Prototipo.....	96
4.7 Presupuesto del Proyecto .....	107
<b>CAPÍTULO 5 CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....</b>	<b>109</b>
5.1 Conclusiones .....	109
5.2 Recomendaciones.....	110
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>111</b>
<b>ANEXOS .....</b>	<b>118</b>

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 4.1.-</b> Información del Investigador para el Desarrollo del Prototipo Inicial ...	34
<b>Tabla 4.2.-</b> Datos para Aplicación del Algoritmo de Denavit-Hatmberg. ....	37
<b>Tabla 4.3.-</b> Análisis de Datos de la Posición Inicial del Prototipo.....	38
<b>Tabla 4.4.-</b> Análisis de Datos de la Posición Inicial del Movimiento 1 del Prototipo.....	40
<b>Tabla 4.5.-</b> Análisis de Datos de la Posición Final del Movimiento 1 del Prototipo	42
<b>Tabla 4.6.-</b> Análisis de Datos de la Posición Inicial del Movimiento2 del Prototipo	44
<b>Tabla 4.7.-</b> Análisis de Datos de la Posición Final del Movimiento 1 del Prototipo	46
<b>Tabla 4.8.-</b> Masas Para el Cálculo de Torques.....	49
<b>Tabla 4.9.-</b> Parámetros para Aplicación de Ecuación de Torque en el Primer Eje Rotatorio.....	49
<b>Tabla 4.10.-</b> Parámetros para Aplicación de Ecuación de Torque en el Segundo Eje Rotatorio.....	50
<b>Tabla 4.11.-</b> Comparación de Características Técnicas de Pantallas OLED .....	52
<b>Tabla 4.12.-</b> Comparación de Características Físicas y Técnicas para Elección del MPU .....	53
<b>Tabla 4.13.-</b> Comparación de Características Técnicas de Módulos Bluetooth.....	53
<b>Tabla 4.14.-</b> Comparación de Características Técnicas de Servomotores con Torque 5Kg x cm.....	54
<b>Tabla 4.15.-</b> Comparación de Características Técnicas de Servomotores con Torque 6Kg x cm.....	55
<b>Tabla 4.16.-</b> Comparación de Características Técnicas de Controlador y Tarjetas Programables.....	55
<b>Tabla 4.17.-</b> Recomendaciones para una Exitosa Simulación .....	57
<b>Tabla 4.18.-</b> Registro de Eventos al Momento de Establecer la Conexión Bluetooth.....	81

<b>Tabla 4.19.-</b> Registro de Eventos al Momento de Establecer la Conexión Bluetooth.....	83
<b>Tabla 4.20.-</b> Escala visual análoga de dolor [49]. .....	97
<b>Tabla 4.21.-</b> Información de la Paciente que padece el Síndrome del Túnel del Carpo .....	97
<b>Tabla 4.22.-</b> Seguimiento de rehabilitación del síndrome del túnel del carpo con uso del prototipo .....	100
<b>Tabla 4.23.-</b> Presupuesto del Proyecto .....	107

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Fig. 2.1.-</b> Túnel del Carpo [9].	7
<b>Fig. 2.2.-</b> Aplicación de Magnetoterapia en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo	10
<b>Fig. 2.3.-</b> Aplicación de Compresas Químicas en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo	12
<b>Fig. 2.4.-</b> Aplicación de Corriente con Electrodo en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo	13
<b>Fig. 2.5.-</b> Aplicación de Ultrasonido en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo	14
<b>Fig. 2.6.-</b> Aplicación de Ultrasonido en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo	15
<b>Fig. 2.7.-</b> Flexo-Tensión de la Muñeca [17].	16
<b>Fig. 2.8.-</b> Pronosupinación [17].	16
<b>Fig. 2.9.-</b> Extensión Muñeca [17].	17
<b>Fig. 2.10.-</b> Movilidad Lateral de la Muñeca [17].	17
<b>Fig. 2.11.-</b> Arduino Mega Embebido [24].	20
<b>Fig. 2.12.-</b> Arduino Mega 2560 [25].	20
<b>Fig. 2.13.-</b> Arquitectura Microcontroladores AVR [28].	21
<b>Fig. 2.14.-</b> Modulo Bluetooth compatible con Arduino y PIC [31].	23
<b>Fig. 2.15.-</b> Ejemplo Acelerómetro con Tecnología MEMS [33].	24
<b>Fig. 2.16.-</b> Módulo MPU [18].	25
<b>Fig. 2.17.-</b> Estructura Interna Servomotor [37].	26
<b>Fig. 2.18.-</b> Pantalla OLED [39].	27
<b>Fig. 4.1.-</b> Etapas de Diseño, Construcción y Validación de la Prótesis	32
<b>Fig. 4.2.-</b> Mano del Investigador Tomada como Referencia [45].	33
<b>Fig. 4.3.-</b> Movimiento 1 Posición Inicial (Flexión de la Muñeca) [46].	34

<b>Fig. 4.4.-</b> Movimiento 1 Posición Final (Extensión de la Muñeca) [46] .....	35
<b>Fig. 4.5.-</b> Movimiento 2 Posición Inicial (Desviación Cubital) [17] .....	35
<b>Fig. 4.6.-</b> Movimiento 2 Posición Final (Desviación Radial) [17] .....	35
<b>Fig. 4.7.-</b> Simulación del Algoritmo de Denavit-Hatenberg Realizada en Software MRTP .....	36
<b>Fig. 4.8.-</b> Simulación de la Posición Inicial en el Software MRPT (A) .....	38
<b>Fig. 4.9.-</b> Simulación de la Posición Inicial en el Software MRPT (B).....	38
<b>Fig. 4.10.-</b> Simulación de la Posición Inicial en el Software MRPT (C).....	38
<b>Fig. 4.11.-</b> Simulación de la Posición Inicial en el Software MATLAB .....	39
<b>Fig. 4.12.-</b> Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 1 en el Software MRPT(A) .....	40
<b>Fig. 4.13.-</b> Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 1 en el Software MRPT(B) .....	41
<b>Fig. 4.14.-</b> Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 1 en el Software MRPT(C) .....	41
<b>Fig. 4.15.-</b> Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 1 en el Software MATLAB .....	41
<b>Fig. 4.16.-</b> Simulación de la Posición Final del Movimiento 1 en el Software MRPT(A) .....	42
<b>Fig. 4.17.-</b> Simulación de la Posición Final del Movimiento 1 en el Software MRPT(B) .....	43
<b>Fig. 4.18.-</b> Simulación de la Posición Final del Movimiento 1 en el Software MRPT(C) .....	43
<b>Fig. 4.19.-</b> Simulación de la Posición Final del Movimiento 1 en el Software MATLAB .....	43
<b>Fig. 4.20.-</b> Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 2 en el Software MRPT(A) .....	44

<b>Fig. 4.21.-</b> Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 2 en el Software MRPT(B) .....	45
<b>Fig. 4.22.-</b> Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 2 en el Software MRPT(C) .....	45
<b>Fig. 4.23.-</b> Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 2 en el Software MATLAB.....	45
<b>Fig. 4.24.-</b> Simulación de la Posición Final del Movimiento 2 en el Software MRPT(A) .....	46
<b>Fig. 4.25.-</b> Simulación de la Posición Final del Movimiento 2 en el Software MRPT(B) .....	47
<b>Fig. 4.26.-</b> Simulación de la Posición Final del Movimiento 2 en el Software MRPT(C) .....	47
<b>Fig. 4.27.-</b> Simulación de la Posición Final del Movimiento 1 en el Software MATLAB.....	47
<b>Fig. 4.28.-</b> Peso de la Mano de la Paciente .....	48
<b>Fig. 4.29.-</b> Software Calculador de Pesos [47] .....	48
<b>Fig. 4.30.-</b> Esquema de Análisis de Requerimientos Técnicos de la Prótesis .....	51
<b>Fig. 4.31.-</b> Diagrama de Recomendaciones para una Exitosa Simulación .....	56
<b>Fig. 4.32.-</b> Diagrama de Partes Necesarias en el Prototipo con su Función .....	57
<b>Fig. 4.33.-</b> Parte 1 Simulada en Inventor .....	58
<b>Fig. 4.34.-</b> Análisis de Esfuerzos de la Parte 1 en Inventor .....	59
<b>Fig. 4.35.-</b> Parte 2 Simulada en Inventor .....	59
<b>Fig. 4.36.-</b> Análisis de Esfuerzos de la Parte 2 en Inventor .....	60
<b>Fig. 4.37.-</b> Parte 3 Simulada en Inventor .....	61
<b>Fig. 4.38.-</b> Análisis de Esfuerzos de la Parte 3 en Inventor .....	61
<b>Fig. 4.39.-</b> Partes del Prototipo Simulado en Inventor.....	62
<b>Fig. 4.40.-</b> Primer Ensamble del Prototipo Realizado en Inventor .....	62

<b>Fig. 4.41.-</b> Problemas del Primer Ensamble .....	62
<b>Fig. 4.42.-</b> Parte 3 Modificada Simulada en Inventor.....	63
<b>Fig. 4.43.-</b> Análisis de Esfuerzos de la Parte 3 Modificada en Inventor.....	64
<b>Fig. 4.44.-</b> Partes del Prototipo Simuladas Incluida Parte Modificada.....	64
<b>Fig. 4.45.-</b> Ensamble 2 del Prototipo .....	65
<b>Fig. 4.46.-</b> Resultados del Ensamble 2.....	65
<b>Fig. 4.47.-</b> Parte 1 Construida en Acrílico .....	66
<b>Fig. 4.48.-</b> Parte 2 Construida en Acrílico .....	66
<b>Fig. 4.49.-</b> Parte 3 Construida en Acrílico .....	66
<b>Fig. 4.50.-</b> Servomotor Simulado en Inventor .....	67
<b>Fig. 4.51.-</b> Prototipo Simulado con Adaptación de Servomotores .....	67
<b>Fig. 4.52.-</b> Segunda Modificación en la Parte 3.....	68
<b>Fig. 4.53.-</b> Simulación de Ensamble para Construcción del Prototipo .....	68
<b>Fig. 4.54.-</b> Problemas en Construcción de la Parte 3 del prototipo .....	69
<b>Fig. 4.55.-</b> Modificación de la Parte 2 del Prototipo Simulada .....	69
<b>Fig. 4.56.-</b> Ensamble para Construcción del Prototipo con Modificaciones .....	70
<b>Fig. 4.57.-</b> Prototipo Construido 1 .....	70
<b>Fig. 4.58.-</b> Prototipo Construido 2 .....	71
<b>Fig. 4.59.-</b> Algoritmo Utilizado en la Programación del Prototipo .....	72
<b>Fig. 4.60.-</b> Esquema de Conexiones del Prototipo.....	73
<b>Fig. 4.61.-</b> Algoritmo de Control de Servomotores con el Funcionamiento del MPU6050.....	75
<b>Fig. 4.62.-</b> Pruebas Realizadas en Acelerómetro y Giroscopio .....	76
<b>Fig. 4.63.-</b> Errores en Datos Obtenidos del Acelerómetro con un ángulo de 0 grados.....	76
<b>Fig. 4.64.-</b> Dato Linealizado Acelerómetro .....	77



<b>Fig. 4.65.-</b> Gráfico del Ángulo del Servomotor HS – 755HB vs Dato obtenido del Acelerómetro hasta 80 grados.....	77
<b>Fig. 4.66.-</b> Gráfico del Ángulo del Servomotor MG966 vs Dato obtenido del Acelerómetro hasta 80 grados.....	78
<b>Fig. 4.67.-</b> Gráfico del Ángulo del Servomotor vs Dato obtenido del Acelerómetro en 0 grados monitor serial.....	78
<b>Fig. 4.68</b> Registro de Eventos del Funcionamiento del Acelerómetro .....	79
<b>Fig. 4.69.-</b> Algoritmo Desarrollado para Control de Servomotores con Visualización en Pantalla OLED .....	80
<b>Fig. 4.70.-</b> Funcionamiento de la Pantalla OLED.....	81
<b>Fig.- 4.71.-</b> Establecimiento de la conexión bluetooth mostrado en un Registro de Eventos.....	82
<b>Fig. 4.72.-</b> Registro de Eventos del Envío de Rutina del Smartphone hacia el Prototipo .....	83
<b>Fig. 4.73.-</b> Prototipo 1 Construido .....	84
<b>Fig. 4.74.-</b> Diseño Sugerido por el Fisioterapista .....	84
<b>Fig. 4.75.-</b> Problema en Prototipo Construido .....	85
<b>Fig. 4.76.-</b> Simulación Realizada con los Cambios Realizados en la Parte 2.....	85
<b>Fig. 4.77.-</b> Piezas Modificadas Construidas para Construcción Parcial del Prototipo.....	86
<b>Fig. 4.78.-</b> Pruebas de Funcionamiento del Prototipo en la Paciente en el Centro de Fisioterapia “San Nicolás” .....	86
<b>Fig. 4.79.-</b> Prueba de Funcionamiento del MPU6050, Los Servomotores y la Mano de la Paciente.....	87
<b>Fig. 4.80.-</b> Circuito Electrónico Probado en Protoboard .....	87
<b>Fig. 4.81.-</b> Prototipo Adaptado en el Brazo y Mano de la Paciente.....	88
<b>Fig. 4.82.-</b> Parte uno de la prótesis simulada como resina termoplástica .....	89

<b>Fig. 4.83.-</b> Simulación pieza dos modelo final Aluminio .....	90
<b>Fig. 4.84.-</b> Simulación pieza tres modelo final Aluminio.....	90
<b>Fig. 4.85.-</b> Vista Superior Estructura de Plástico.....	90
<b>Fig. 4.86.-</b> Vista Inferior Estructura de Plástico .....	91
<b>Fig. 4.87.-</b> Vista Derecha Estructura de Plástico .....	91
<b>Fig. 4.88.-</b> Vista Posterior Estructura de Plástico .....	91
<b>Fig. 4.89.-</b> Vista Frontal Estructural de Plástico.....	91
<b>Fig. 4.90.-</b> Vista Superior Tapa de la Estructura de Plástico .....	91
<b>Fig. 4.91.-</b> Vista Inferior Tapa de la Estructura de Plástico.....	92
<b>Fig. 4.92.-</b> Vista Derecha Tapa de la Estructura de Plástico.....	92
<b>Fig. 4.93.-</b> Vista Frontal Tapa de la Estructura de Plástico .....	92
<b>Fig. 4.94.-</b> Vista Frontal Tapa de Protección de la Batería.....	92
<b>Fig. 4.95.-</b> Vista Superior Tapa de Protección de la Batería.....	92
<b>Fig. 4.96.-</b> Vista Inferior Tapa de Protección de la Batería .....	93
<b>Fig. 4.97.-</b> Proyección Tapa de Protección de la Batería.....	93
<b>Fig. 4.98.-</b> Prototipo de Prótesis Electrónica para la Rehabilitación del Síndrome del Túnel del Carpo.....	93
<b>Fig. 4.99.-</b> Control de Acceso Aplicación Android .....	94
<b>Fig. 4.100.-</b> Panel de Control de Comunicación .....	94
<b>Fig. 4.101.-</b> Pantalla Principal de Control de la Prótesis .....	94
<b>Fig. 4.102.-</b> Pantalla de Selección de Rutinas Verticales .....	95
<b>Fig. 4.103.-</b> Pantalla de Selección de Rutinas Horizontales .....	95
<b>Fig. 4.104.-</b> Escala Visual de Dolor Utilizada en Seguimiento [49].....	96
<b>Fig. 4.105.-</b> Ubicación del prototipo en mano de la paciente con el síndrome del túnel del carpo.(A) .....	99

<b>Fig. 4.106.-</b> Ubicación del prototipo en mano de la paciente con el síndrome del túnel del carpo.(B).....	99
<b>Fig. 4.107.-</b> Ubicación del prototipo en mano de la paciente con el síndrome del túnel del carpo.(C).....	100
<b>Fig. 4.108.-</b> Aplicación de la Prótesis Diseñada en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo 90° (A).....	102
<b>Fig. 4.109.-</b> Aplicación de la Prótesis Diseñada en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo en 75° de extensión de la muñeca (B) .....	102
<b>Fig. 4.110.-</b> Aplicación de la Prótesis Diseñada en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo 40° en desviación cubital de la muñeca(C) .....	103
<b>Fig. 4.111.-</b> Aplicación de la Prótesis Diseñada en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo 75° en extensión de la muñeca(C).....	103
<b>Fig. 4.112.-</b> Aplicación de la Prótesis Diseñada en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo 40° en desviación radial de la muñeca(D).....	103
<b>Fig. 4.113.-</b> Supervisión del Licenciado Eduardo Salguero en la Aplicación del Prototipo para la Rehabilitación del Síndrome del Túnel del Carpo .....	104
<b>Fig. 4.114.-</b> Gráfico comparativo entre el progreso en rehabilitación del síndrome del túnel del carpo y la escala visual del dolor .....	105
<b>Fig. 4.115.-</b> Datos Generados por el Acelerómetro vs Angulo Inicial 90° y Final 20° Servomotor.....	106
<b>Fig. 4.116.-</b> Datos Generados por el Acelerómetro vs Angulo Inicial 90° y Final 140° Servomotor.....	107

## **RESUMEN**

Esta investigación muestra el diseño, la construcción y funcionamiento de una prótesis robótica, la cual ayuda a mejorar la calidad de vida a los pacientes que padezcan el síndrome del túnel del carpo (CTS); El prototipo proporciona una rehabilitación complementaria cuando se padezca esta patología, además de poder ser utilizado para otros síndromes relacionados que necesitan una periódica recuperación.

El prototipo se desarrolló de tal manera que se compone de tres piezas y una estructura de protección, las cuales forman parte de un exoesqueleto diseñado en impresión 3D que se adapta cómodamente al brazo del usuario. El dispositivo es portátil al funcionar con una batería recargable y el control se lo realiza por medio de una tarjeta programable la cual se encarga del funcionamiento de los actuadores rotatorios, la adquisición de posición y el envío de variables del proceso a una pantalla, los pulsadores y la comunicación inalámbrica. Para una mejor interacción con el usuario se desarrolló una interfaz cumpliendo las políticas de Google Play para el diseño de interfaces en un dispositivo Android; en la cual se puede escoger el tipo de terapia y el número de repeticiones de una forma sencilla.

La prótesis robótica imita los ejercicios de rehabilitación realizados por el fisioterapeuta con una eficiencia del 77.77%, con la diferencia que se tiene un control de los ángulos con los que se requiere trabajar en cada ejercicio.

Palabras Clave: Prototipo, Prótesis, Síndrome del Túnel del Carpo, Robótica de Rehabilitación, Android, Bluetooth.

## **ABSTRACT**

The Following Research presents the construction and operation of a prototype of a robotic prosthetics, which will help to improve their quality of life the patients suffering from carpal tunnel syndrome. The prototype provides a complementary rehabilitation, when the patients suffer from this pathology, in addition the prototype can be utilized for other related syndromes that need periodic rehabilitation

The prototype was developed in such a way that it consists of three parts and a shield structure, which are part of an exoskeleton designed for 3D printing that fits comfortably to the user's arm. The device is portable when operating with a rechargeable battery and control is carried out by a programmable card which is in order of the operation of the rotary actuators, the position sensor, the screen, the indicator LED, the push buttons and the wireless communication. For an improved interaction with the user, an interface was developed complying with Google Play policies for an Android device; in which you can choose the exercise and the number of repetitions in a simple way.

The robotic prosthetics imitates rehabilitation exercises performed by the physiotherapist with an efficiency of 77.77%, with the difference that you have a control of work angles in each exercise.

Keywords: Prototype, Prosthetics, Carpal Tunnel Syndrome, Rehabilitation Robotics, Android, Bluetooth.

## INTRODUCCIÓN

En el siguiente Proyecto presenta el diseño y construcción de una **prótesis electrónica para la rehabilitación del síndrome del túnel del carpo**, la cual es controlada por un microcontrolador AVR que distribuye las diversas órdenes previamente programadas. La prótesis está diseñada para la mano de la paciente que sufre el síndrome, los diferentes movimientos son realizados a través de servomotores con las opciones manual y control vía bluetooth, a través de las ordenes enviadas desde un dispositivo Android.

En el primer capítulo se hace alusión a los problemas por los cuales se produce el síndrome además de las formas de rehabilitación y prevención.

En el segundo capítulo se presentan los antecedentes investigativos tanto del diseño como la construcción de robots para rehabilitación y máquinas de rehabilitación. La información de estas investigaciones sirvieron para el desarrollo de la investigación al contener información relevante para evitar fallos y posibles inconvenientes en la construcción de la prótesis.

En el tercer capítulo se denota las diferentes investigaciones aplicadas, los medios por los cuales se recolectó información, y las actividades realizadas para el desarrollo de la investigación y cumplimiento de los objetivos.

En el cuarto capítulo se puede constatar el desarrollo de la investigación, analizando tanto las factibilidades, las diferentes etapas del diseño y construcción tomando en cuenta las recomendaciones obtenidas en las tesis de la robótica aplicada en la rehabilitación humana.

En el quinto capítulo se presentan las diferentes conclusiones y recomendaciones obtenidas al finalizar la investigación del diseño y construcción del prototipo.

# **CAPÍTULO 1**

## **EL PROBLEMA**

### **1.1 Tema de Investigación**

Prótesis electrónica para la rehabilitación del síndrome del túnel del carpo

### **1.2 Planteamiento del problema**

La accidentabilidad en diferentes escenarios sea laboral, educativo o doméstico, puede derivar en una serie de daños temporales o permanentes, parciales o totales, e incluso la pérdida de miembros o la reducción en la capacidad de un sentido. Entre los efectos, se puede requerir un tratamiento subsecuente para el recobro de la movilidad o la capacidad del órgano o parte afligida.

El Síndrome de Túnel Carpiano (CTS), un importante problema de salud en los trabajadores que realizan esfuerzos manuales intensos y movimientos repetitivos del miembro superior, y que en Estados Unidos tiene una incidencia de 1-3 casos por cada 1000 individuos por año, con una prevalencia de 50 casos por cada 1000 sujetos en la población general, elevándose hasta 150 casos por cada 1000 individuos por año, e incluso 500 casos por cada 1000 sujetos en ciertos grupos de alto riesgo [1].

En Ecuador no se disponen de datos exactos sobre la prevalencia de esta patología, pero en la vecina República de Colombia, se reporta que, durante el año 2006, 55 de cada 100 mil trabajadores fueron diagnosticados con el CTS, lo que representa el 35% de los diagnósticos de desórdenes musculo esqueléticos, con un 5% más que durante el año 2001 [2].



El tratamiento de esta afección puede ser la rehabilitación física mediante sesiones de fisioterapia, una intervención quirúrgica, medicación, o una combinación de estos métodos. El uso de muñequeras tiene efectos paliativos, pero no resuelve el problema [1].

Este proceso puede ser monitoreado mediante un dispositivo que permita efectuar un seguimiento apropiado, de forma que el paciente tenga la seguridad de una efectiva recuperación. Este estudio, por tanto, permitirá identificar las características que debe tener el referido dispositivo.

El uso de los dispositivos a comienzos del siglo XXI sin un diseño ergonómico es uno de los principales causantes del síndrome. Los que más padecen este síndrome son informáticos, contadores, empaquetadores, músicos y mecánicos [3].

Es la enfermedad del siglo XXI por el uso excesivo de la tecnología y aun no existe un tratamiento efectivo para contrarrestar este problema, se propuso una prótesis automática que no solo sirva en segunda etapa de rehabilitación posterior a la operación, sino que sirva también en la prevención mediante rutinas automatizadas para síndrome del túnel del carpo y para síndromes de compresión nerviosa y fortalecimiento de los músculos de la muñeca.

### **1.3 Delimitación**

#### **Delimitación de Contenidos**

<b>Área Académica de la Carrera:</b>	Física y Electrónica
<b>Línea de Investigación:</b>	Sistemas de Control
<b>Sub línea de Investigación:</b>	Sistemas Embebidos

#### **Delimitación Espacial**

La presente investigación se efectuó en el centro de fisioterapia “SAN NICOLAS” de la ciudad de Riobamba ubicado en las calles Morona 29-35 y Bernardo de León.

#### **Delimitación Temporal**

La presente investigación se desarrolló entre los meses de agosto 2017 y agosto 2018 de acuerdo con lo establecido en el Reglamento de Graduación para Obtener el Título Terminal de Tercer Nivel de la Universidad Técnica de Ambato.

#### **1.4 Justificación**

El síndrome del túnel del carpo es una patología que necesita prevención y rehabilitación, y al padecerlo, necesita tratamiento fisioterapéutico para que se pueda llevar una mejor calidad de vida. Los ejercicios de fisioterapéuticos especialmente para la relajación del túnel del carpo son uno de los tratamientos que existen sin embargo hasta la actualidad no existe un tratamiento definitivo y completo, un tratamiento de prevención en caso de comenzar a sentir los síntomas ayuda a la relajación de los nervios que son afectados por el síndrome del túnel del carpo evitando así la complicación en tratamientos vitalicios y operaciones costosas.

En el presente proyecto se ha diseñado y construido una prótesis electrónica que ayuda a las personas que conllevan esta patología y otras asociadas a los síndromes de compresión nerviosa, enfermedades originadas por el excesivo uso de dispositivos electrónicos como celulares, tabletas y teclados, reducirá los gastos de las visitas a los centros de fisioterapia mejorando la calidad de vida y salud del paciente hasta que se realice una investigación para un tratamiento efectivo y definitivo.

Los principales beneficiarios de la investigación son el paciente, con el síndrome del túnel del carpo, y el fisioterapeuta que en el transcurso del diseño y construcción de la prótesis aportaron datos relevantes que servirán para futuras investigaciones para tratamientos efectivos, menos costosos y con mejores resultados. No obstante, los pacientes del centro de fisioterapia “San Nicolás” se benefician de igual manera porque la prótesis puede ser ocupada para rehabilitar síndromes de compresión nerviosa y ayudar al fortalecimiento de los músculos de la muñeca.

El uso de la prótesis para la rehabilitación crea nuevas expectativas de los tratamientos de rehabilitación, para que en un futuro sean menos invasivos y se pueda lograr una mejor calidad de vida, y en caso de que los síntomas de los síndromes se presenten en futuro nuevamente se podrá hacer uso de la prótesis evitando así gastos futuros.

## **1.5 Objetivos**

### **1.5.1 Objetivo General**

- ✓ Diseñar e implementar un prototipo de prótesis electrónica para la rehabilitación del síndrome del túnel del carpo

### **1.5.2 Objetivos Específicos**

- ✓ Describir detalladamente el Síndrome de Túnel Carpiano, sus causas, efectos, rehabilitación existente y prevención en la vida y la salud del paciente.
- ✓ Determinar las características y requerimientos técnicos que debe cumplir el prototipo de prótesis electrónica de rehabilitación, con software y hardware libre.
- ✓ Diseñar prototipo de la prótesis de rehabilitación automatizada

## **CAPÍTULO 2**

### **MARCO TEÓRICO**

#### **2.1 Antecedentes Investigativos**

Los antecedentes investigativos para el presente estudio se dividen en las investigaciones en el campo médico y de terapia específico (túnel de carpo) y las soluciones electrónicas técnicas (la prótesis).

En el primer y segundo caso, entre otros estudios, se tiene:

En el año 2013, Sandra Andrade publica el trabajo con el título, “Las medidas antropométricas de la mano influyen en la presencia de sintomatología propia del Síndrome del Túnel Carpiano en los trabajadores del área administrativa de una universidad de Quito, en el primer trimestre del año 2013”, donde establece una relación entre tamaño de la mano y sintomatología propia del Síndrome del Túnel Carpiano en oficinistas. Utiliza el cuestionario de Boston donde se adquiere información esencial para el desarrollo de la historia clínica, la investigación y para el desarrollo de un plan de prevención en el personal que utiliza tecnología informática [1].

En el 8vo congreso iberoamericano de ingeniería mecánica realizado en el año 2007, Ricardo Gutiérrez presenta el artículo, “Exoesqueleto Mecatrónico para Rehabilitación Motora” donde describe diversos estudios para la implementación de un exoesqueleto de rehabilitación que comprende en la totalidad al miembro superior tomando en cuenta estudios de las diversas fuerzas que se deben aplicar mediante actuadores y el control de las rutinas controlado por una computadora utilizados para acelerar el proceso de rehabilitación. El estudio se centra en el análisis matemático de

las diferentes fuerzas que interactúan en el miembro superior aplicado en actuadores mecánicos con un sistema de control de lazo abierto [4].

Manuel Lugo publica en el año 2013 la tesis con el título, “Diseño robótico de un esqueleto pediátrico de miembro superior basado en criterios clínicos y antropomórficos para análisis de movimiento y rehabilitación” presenta un estudio realizado en niños en las edades de 4 a 6 años en donde se utiliza sensores de posición que controlan los movimientos de las articulaciones mecánicas y los datos obtenidos se guardan en una computadora para su posterior análisis de igual manera presenta un análisis de las fuerzas y de los ángulos a los que debe regirse una articulación para su rehabilitación sin embargo cuenta con la limitante que debe poseer una base fija debido a que los movimientos son para toda la extremidad superior. Para esta investigación se utilizaron transductores de posiciones angulares, un microcontrolador y una comunicación serial para la comunicación con la computadora los cuales componen un sistema de control de lazo abierto siendo la rutina controladas por computadora sin el uso de sensores [5].

En el artículo científico, “Sistemas Robótico de Tipo Exoesqueleto para la Rehabilitación de la mano” realizado por S. Enríquez, Y. Narváez, O. Vivas, J. Diez, F. Badesa, J. Sabater y N. García en el 2014, presentan un dispositivo neumático automatizado el cual está diseñado para las personas que sufrieron algún tipo de parálisis. La tecnología utilizada en esta investigación se denomina mecanismo de centro virtual de movimiento que se trata de un mecanismo planar, en el cual puede rotar desde un punto fijo distal sin existir una articulación de revolución en un punto fijo que los una. Por medio de actuadores neumáticos realiza rutinas controladas para fortalecer los músculos de la mano con el fin de recuperar los movimientos de la mano [6].

En el año 2014, Gabriela Moya y Stephanie Vásquez, en su proyecto de “Diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca”, proponen el diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca. La tecnología utilizada para la investigación es un sistema de control de lazo cerrado, cuenta con una tarjeta programable, transductores y sensores que controlan los movimientos de los motores. Este estudio es el más próximo al acá planteado, pero

tiene la limitación de depender de una fuente de energía, es decir, no es ambulatoria, lo que representa una barrera para el paciente que necesita desplazarse de forma continua [7].

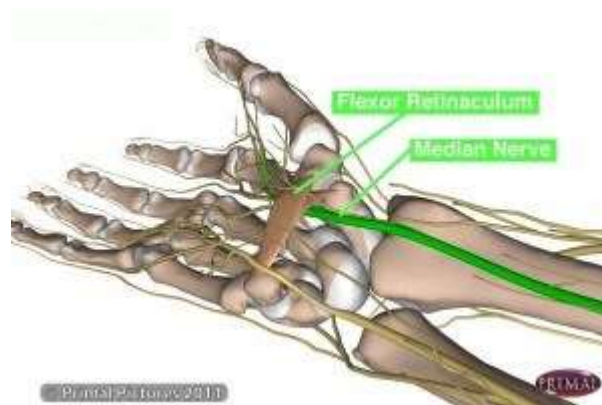
## 2.2 Fundamentación Teórica

### 2.2.1 Descripción del Síndrome del Túnel del Carpo

“Se caracteriza por un conjunto de signos y síntomas, debido a compresión del nervio mediano a nivel del carpo, siendo la manifestación sensitiva la más importante” [8].

#### Túnel del Carpo

El túnel del carpo se encuentra en la base la muñeca y se extiende hasta la palma de la mano como se aprecia en la Fig. 2.1.



**Fig. 2.1.-** Túnel del Carpo [9].

Es el espacio formado entre el ligamento retinaculum (banda fibrosa que cruza la parte delantera de la muñeca) y los huesos de la muñeca (carpos). Los tendones y los nervios se alojan en este espacio y son los encargados de controlar el movimiento y percibir sensaciones en la mano [9].

El síndrome se produce cuando se acumula líquido en los tejidos del túnel del carpo y hace que el túnel se vuelva más pequeño, produciendo una presión sobre el nervio mediano, también se produce por el engrosamiento de los tendones irritados u otra inflamación a nivel del túnel que causan la compresión del nervio mediano [9].

“El síndrome del túnel del carpo (STC) es la neuropatía periférica más común de la extremidad superior, la incidencia de STC es 99 por 100,000 persona-año, y la prevalencia es 3.4% en mujeres y 0.6% en hombres, es la primera causa de consulta en los servicios de electro diagnóstico” [10].

Las causas para la aparición de esta afección son [11]:

- |                               |   |
|-------------------------------|---|
| -Embarazo                     | -Gota tofacea                                 |
| -Post-lesión                  | -Calcio                                       |
| -Enfermedad tiroidea          | -Amiloide                                     |
| -Insuficiencia renal          | -Tumores malignos                             |
| -Acromegalia                  | -Mieloma múltiple                             |
| -Anatomía aberrante           | -Disminución del volumen del túnel<br>o canal |
| -Inserción lumbrical proximal | -Artritis o muñeca mal alineada.              |
| -Palmar mayor anormal         |   |
| -Hematoma                     |   |

Algunas actividades manuales se consideran de riesgo para síndrome del túnel del carpo: jalar con las manos en posición fija por tiempo prolongado, ejercicio repetido con muñecas flexionadas o hiperextendidas, ejercicios repetidos o movimientos con baja fuerza, ejercicios repetidos con alta fuerza, presión con la palma y vibración. Las ocupaciones con mayor riesgo para STC: mecanógrafas, ensambladoras, músicos, cocineras, costureras, carpinteros [12].

Los síntomas comienzan con un ardor, hormigueo en la palma de la mano, hormigueo en los dedos pulgar, índice y medio. Al no tratarse de manera oportuna el síndrome disminuye la fuerza de agarre en la mano y se presenta la dificultad para cerrar el puño, en peores casos se llega a una atrofia parcial o total de las manos [13].

“Los médicos pueden usar pruebas específicas para intentar producir los síntomas del síndrome del túnel carpiano. En la prueba de Tinel, el médico golpetea o presiona sobre el nervio mediano en la muñeca de la persona. La prueba es positiva cuando se produce hormigueo en los dedos o una sensación parecida a un shock. La prueba Phalen, o de flexión de la muñeca, implica hacer que la persona sostenga sus antebrazos verticales apuntando los dedos hacia abajo y presionando juntos los dorsos de las manos. La presencia del síndrome del túnel carpiano se sugiere si uno o más síntomas, como hormigueo o aumento del entumecimiento, se sienten en los dedos en

1 minuto. Los médicos también pueden pedirles a las personas que intenten hacer un movimiento que produzca los síntomas” [13].

Otra forma de detectar el síndrome es por medio de una resonancia magnética para evaluar la presión sobre el nervio medio [9].

Las corrientes anestésicas, ondas de sonido u ultrasonido aceleran el proceso de reparación al reducir la inflamación de los tejidos y aliviar el dolor; para luego aplicar masajes y ejercicios de estiramiento para mejorar la movilidad articular y el rango de movimiento de la muñeca. Los ejercicios deben enfocarse en el fortalecimiento y flexibilidad de los músculos de la muñeca [9] [13].

### **2.2.2 Rutinas de Rehabilitación Existentes del Síndrome del Túnel del Carpo en el Centro de Fisioterapia “San Nicolás”**

“Existen tres etapas como son la aplicación de magnetoterapia, ultrasonido y corrientes anestésicas, con los objetivos de reducir la inflamación de la parte afectada, equilibrio de la presión Arterial, influencia sobre el rejuvenecimiento de los tejidos entre otros; que son explicados a continuación:” [14].

#### **Magnetoterapia**

Su objetivo es [14]:

- ✓ “Cambios químicos en los tejidos”
- ✓ “Generar estímulos sensitivos en las terminaciones y fibras nerviosas sensitivas”
- ✓ “Trabajo de contracción muscular por estímulo directo de los músculos o nervios motores”
- ✓ “Mejorar el riego y el aumento de oxígeno en la zona afectada”
- ✓ “Efecto antiinflamatorio o reactivadores locales del trofismo<sup>1</sup> en procesos crónicos”.

“Los equipos trabajan en promedio de 150 a 200 Gauss<sup>2</sup>. Los tratamientos para patologías agudas deben tener poca intensidad mientras que, para dolencias crónicas debe utilizarse en alta intensidad” [14]. El profesional encargado, en este caso el fisioterapeuta, en base a la experiencia en resultados es quien regula la intensidad de

---

<sup>1</sup> Desarrollo, nutrición y mantenimiento de los músculos

<sup>2</sup> Densidad de líneas magnéticas por unidad de superficie



la máquina y la duración del tratamiento. En la Fig. 2.2 se puede observar el funcionamiento de la máquina de magnetoterapia y la ubicación de las muñecas para lograr un efecto antiinflamatorio en el síndrome del túnel del carpo. No siempre se recomienda este tratamiento y hay que manejarlo con precaución siguiendo las siguientes indicaciones [14]:

- “No aplicarlo en mujeres embarazadas”
- “No aplicarlo en el trayecto cardiaco de pacientes con cardiopatías”
- “No aplicar en pacientes con marcapasos”
- “Pacientes con procesos cancerígenos”.



**Fig. 2.2.-** Aplicación de Magnetoterapia en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo

**Elaborado por:** Autor

### **Termoterapia (Compresas Químicas)**

La aplicación de calor en los tejidos produce efectos positivos en un tratamiento fisioterapéutico como [15]:

- ✓ “Efecto Circulatorio: Debido a la dilatación arteriolar y capilar, aumenta el flujo sanguíneo”
- ✓ “Efecto trófico: Aumenta el metabolismo celular y tisular<sup>3</sup>”
- ✓ “Efecto de distensión muscular y articular: Al aplicar calor sobre un tejido conectivo contraído y se asocia con ejercicios de estiramiento prolongado

---

<sup>3</sup> Relacionado a los tejidos celulares

aumenta la distensibilidad<sup>4</sup>. Al disminuir el aporte sanguíneo por la acción del calor en parte afectada, se reducen los espasmos musculares”

- ✓ “Disminución de la inflamación: Al incrementarse el metabolismo<sup>5</sup>, la aportación de sustancias de defensa, la disminución del PH, reducción de la tensión de oxígeno y aumento en la filtración y difusión de las membranas biológicas”
- ✓ “Efecto antálgico: A través del calor se estimula las terminaciones nerviosas de la piel y sustancias químicas que intervienen en el bloqueo de sensaciones dolorosas”.

La aplicación de las compresas químicas solo puede realizarse por el fisioterapeuta porque necesita un control de la temperatura producida y su contenido puede causar irritación en la piel si no es correctamente administrado. También se toman en consideración las siguientes recomendaciones donde no es recomendable su uso [15]:

- “Inflamaciones Agudas”
- “Inflamaciones Locales”
- “Trastornos de sensibilidad al calor”
- “Personas mayores de 70 años”
- “Personas con hemorragias recientes”
- “Pacientes con insuficiencia cardiaca”.

En la Fig. 2.3 se aprecia la aplicación de termoterapia en el tratamiento fisioterapéutico del síndrome del túnel del carpo.

---

<sup>4</sup> Alargamiento

<sup>5</sup> Proceso por el cual el cuerpo obtiene energía



**Fig. 2.3.-** Aplicación de Compresas Químicas en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo

**Elaborado por:** Autor

### **Aplicación de Corriente con Electrodo (Iontoforesis)**

La aplicación de corriente se realiza en la parte afectada, como se observa en la Fig. 2.4 y se aplica una corriente de 0.2mA, directamente en el túnel del carpo para conseguir los siguientes efectos [14]:

- ✓ “Analgésico en zonas localizadas”
- ✓ “Antiinflamatorio local”
- ✓ “Vasodilatador<sup>6</sup>”
- ✓ “Vasoconstrictor<sup>7</sup>”
- ✓ “Relajante muscular”
- ✓ “Neutrónico<sup>8</sup> local”.

La aplicación de electrodo en la fisioterapia debe seguir las siguientes precauciones que se detallan a continuación [14]:

- “Estar seguros de la polaridad de los electrodo”
- “El sistema debe estar calibrado en mA”
- “No aplicarlos sobre la piel alterada, con heridas o ulcerada”
- “Evitar que el campo eléctrico invada la zona cardiaca”
- “No aplicar sobre procesos tumorales o cerca de ellos”

---

<sup>6</sup> Relajan los vasos sanguíneos

<sup>7</sup> Estrechamiento de los vasos sanguíneos

<sup>8</sup> Factor que ayuda en la correcta formación de redes neuronales

- “Alejar los electrodos de las glándulas secretoras de hormonas”
- “Alejar los electrodos de las varices”.



**Fig. 2.4.-** Aplicación de Corriente con Electrodos en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo

**Elaborado por:** Autor

### **Ultrasonido**

El ultrasonido debe aplicarse con un conductor de ondas ultrasónicas que facilite el desplazamiento del piezoeléctrico no se transforme en grumos ni se reseque y tampoco irrite la piel como se observa en la Fig. 2.5. El fisioterapeuta es el encargado de calibrar el equipo tanto su frecuencia como el modo de funcionamiento para lograr algunos de los siguientes efectos de las ondas ultrasónicas [14]:

- ✓ “Elastificación de los tejidos”
- ✓ “Liberación de tegumentos”
- ✓ “Mejora circulatoria por masaje tanto de los vasos sanguíneos como linfáticos”
- ✓ “Estimulo de los mecanorreceptores y exteroceptores que pueden inhibir el dolor”
- ✓ “Relajación muscular”.

“La terapia de ultrasonido tiene buenos resultados en procesos reumáticos, musculatura contracturada, derrames y hematomas derivados de tejidos blandos, calcificación de tejidos blandos entre otros” [14].

Esta terapia también cuenta con precauciones y contraindicaciones como se detallan a continuación [14]:

- “Precaución en presencia de osteosíntesis”
- “Precaución en traumatismos de proceso agudo”
- “Precaución al utilizarlo sobre cavidades con aire como pulmones o intestinos”

- “Precaución en proximidades de los centros nerviosos del neurvegetativo”
- “No aplicar en fracturas recientes”
- “No aplicar en los ojos y canales del oído interno”
- “No aplicar en tumores cancerígenos”
- “No aplicar en procesos infecciosos agudos”
- “No aplicar en marcapasos”
- “No aplicar en el corazón”.



**Fig. 2.5.-** Aplicación de Ultrasonido en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo

**Elaborado por:** Autor

### **Masajes y Ejercicios de Rehabilitación**

Los masajes proporcionan resultados similares a la termoterapia al aplicarlos en la zona afectada, en la Fig. 2.6 se aprecia cómo se realizan los masajes con el fin de conseguir un efecto desinflamatorio y analgésico para en la última etapa, realizar los ejercicios que ayudan a la rehabilitarse del síndrome del túnel del carpo.



**Fig. 2.6.-** Aplicación de Ultrasonido en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo

**Elaborado por:** Autor

La aplicación de la electroterapia y los masajes en la zona afectada logran en el paciente reducir la inflamación de la muñeca, provocada por el síndrome, además de obtener un efecto analgésico, elastificación de los tejidos, relajación muscular y un efecto vasodilatador. Al conseguir estos efectos se procede a realizar los ejercicios de descompresión tales como flexión y extensión de la muñeca sin dolor y sin molestias.

En la entrevista (**Anexo Z**), realizada al Licenciado Eduardo Salguero director del centro se puede apreciar su experiencia en la rehabilitación de pacientes con esta patología.

### **2.2.3 Biomecánica de la Muñeca**

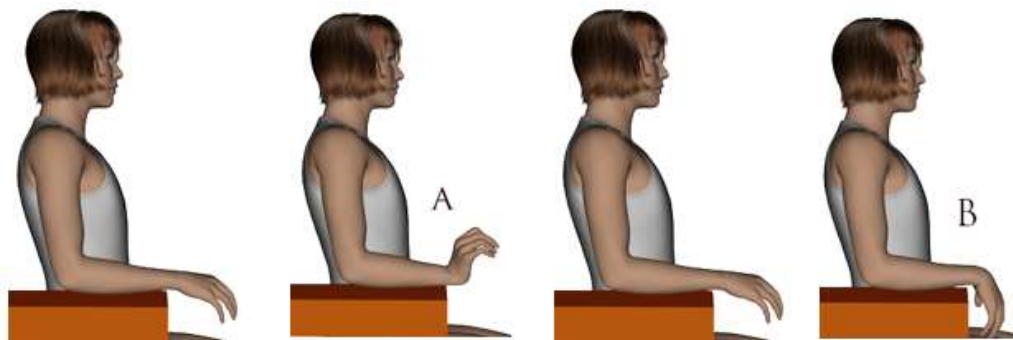
“Estudia los aspectos mecánicos que se producen en los organismos biológicos, que comprende los segmentos óseos como palancas, las articulaciones de los puntos de apoyo, los músculos agonistas como la fuerza de potencia y sobrecarga como las fuerzas de resistencia”. En la muñeca se estudian movimientos que son flexo-extensión, aducción-abducción y rotación axial [16].

La estabilidad de las articulaciones combinados con fuerza y precisión permiten la movilidad de la muñeca. “Para que estas u otras articulaciones sean funcionales, deben de tener un arco de movilidad funcional estable, lo que implica transferir cargas fisiológicas sin generar estrés anormal en el cartílago articular y un movimiento en todo su rango sin alteraciones súbitas de alineación de los huesos”. Los movimientos por tanto para una rehabilitación fueron estudiados de tal manera que no impliquen al desarrollo de otra patología [16].

#### 2.2.4 Ejercicios de Fortalecimiento de los músculos de la muñeca

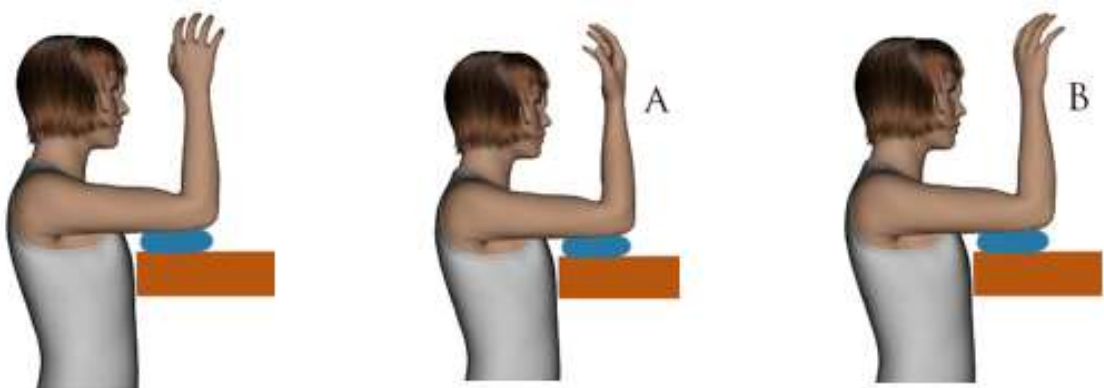
Para recuperar la movilidad de la mano y muñeca tras un periodo de inmovilización, traumatismo o atrofia se tienen ejercicios supervisados por el profesional fisioterapeuta que se dividen en:

La flexio-tension de la muñeca como se puede observar en la Fig. 2.7: “sentado, con el antebrazo apoyado sobre una mesa, y dejando la mano fuera, llevar la mano hacia arriba lentamente todo lo que se pueda, mantener la posición 5-10 segundos (A) y volver a la posición inicial. Posteriormente, llevar la mano hacia abajo lentamente, intentando tocar el borde de la mesa, mantener 5-10 segundos y volver a la posición inicial (B)” [17].



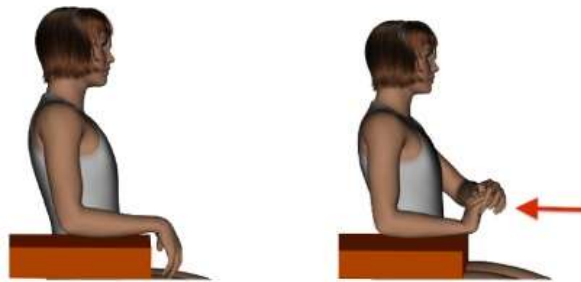
**Fig. 2.7.-** Flexo-Tensión de la Muñeca [17].

Pronosupinación como se observa en la Fig. 2.8: “Sentado a una mesa, con el brazo apoyado sobre un cojín y el codo doblado, se gira la mano para intentar mirarnos la palma (A), mantener 10 segundos y descansar. Posteriormente se gira en el otro sentido, intentando mirarnos el dorso de la mano (B), mantener 10 segundos y descansar” [17].



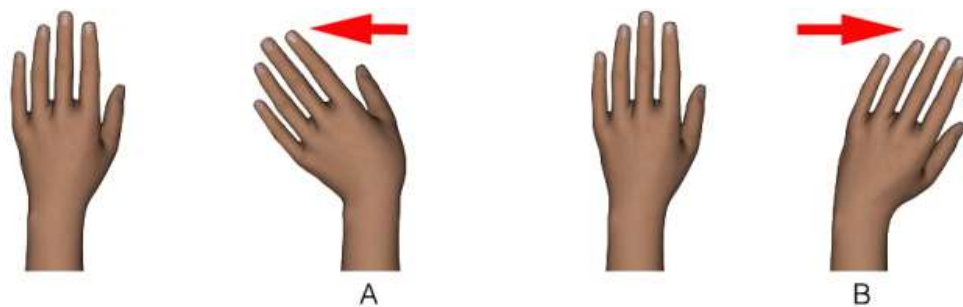
**Fig. 2.8.-** Pronosupinación [17].

Extensión de la muñeca como se observa en la Fig. 2.9: “sentado y con el antebrazo apoyado sobre una mesa, llevar la mano hacia arriba, ayudándonos con la mano sana para conseguir la máxima extensión (flexión dorsal), mantener la posición 5-10 segundos y volver a la posición inicial de reposo” [17].



**Fig. 2.9.-** Extensión Muñeca [17].

Movilidad lateral de la muñeca como se observa en la Fig. 2.10: “Con la mano abierta y dedos extendidos, realizar movimientos con la muñeca dirigiendo la mano primero hacia fuera (A), mantener 5-10 segundos para posteriormente relajar volviendo a la posición de reposo. Continuamos moviendo la mano hacia dentro (B), mantener otros 5-10 segundos y volver a la posición de reposo” [18] [17].



**Fig. 2.10.-** Movilidad Lateral de la Muñeca [17].

Los ejercicios de descompresión del síndrome túnel del carpo debe estar asesorados por un fisioterapeuta, en las Fig. 2.7, Fig. 2.9 y Fig. 2.10 se encuentran ejercicios que pueden ser utilizados para la descompresión del túnel del carpo y para otros síndromes de compresión nerviosa al realizar el estiramiento de los tendones y del nervio mediano [19].



### **2.2.5 Robótica en la Rehabilitación**

El fin principal es llegar a una pronta y exitosa rehabilitación a través del uso de la robótica. Están dos tipos de esqueletos que se pueden fabricar: exoesqueletos y endoesqueletos. La diferencia primordial del exoesqueleto es soportar menos peso, sin embargo, es externo al contrario del endoesqueleto que es interno y soporta más peso. Para el desarrollo de los exoesqueletos se necesita información de diferentes ramas como la electrónica y la mecánica para desarrollar los mecanismos que conformarán y controlarán la prótesis [20].

La robótica en la rehabilitación se guía con los siguientes criterios prácticos [7]:

- Hospitales con máquinas de rehabilitación de última tecnología
- Rehabilitación de músculos y tejidos por distintas causas de lesiones
- Recuperación significativa del movimiento y funcionalidad de la parte afectada
- El paciente presenta dificultad a realizar ejercicios por presencia de dolor.
- Los pacientes muestran respuesta positiva a los ejercicios pasivos y repetitivos.
- El objetivo de la rehabilitación es que los pacientes retomen sus actividades cotidianas.

La selección, el diseño y construcción del dispositivo obedecen a las necesidades específicas del paciente del trastorno que se pretenda rehabilitar.

#### **Diseño de Maquinas**

El diseño de máquinas gestiona la elaboración de los componentes definiendo las fuerzas y movimientos para determinar el tamaño y el material de cada elemento. En el diseño se toman en cuenta los análisis cinemáticos de cada elemento.

#### **Cálculo Cinemático**

El cálculo nos ayuda a determinar la localización de cada una de las articulaciones del robot con respecto a un sistema de referencia fijo [21].

#### **Cálculo de Torques**

Sumatoria del resultado del producto de las fuerzas que se soportaran. Para encontrar el máximo torque se establece un ángulo de 90 grados que nos ayudará a determinar

el máximo torque que debe soportar y para cada eslabón se toma como referencia la mitad de su longitud donde se determina que se encuentra su centro de gravedad [22].

### **Prototipo**

Primer modelo funcional desarrollado a partir de pruebas antes realizadas con el fin de cumplir los objetivos establecidos del dispositivo.

### **Validación del Prototipo**

El usuario final debe someter el prototipo a las pruebas necesarias para corregir los diferentes errores:

Errores de ergonomía: se deberá corregir tanto el diseño del prototipo como el material del que está compuesto.

Errores de funcionalidad: se deberá corregir la programación interna para el funcionamiento correcto tomando en cuenta los dispositivos acoplados.

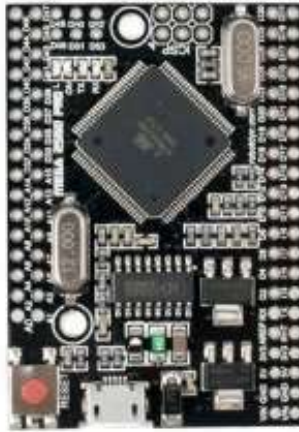
## **2.2.6 Hardware Libre**

### **Arduino**

Es una plataforma de Hardware libre en donde se utiliza una placa open hardware la misma que puede ser comprada o se la puede construir, al ser su diseño de libre distribución y utilización. El núcleo del dispositivo es un microcontrolador AVR [23].

El entorno de programación se proporciona en la página oficial del producto y el proceso de transferencia de información es por medio de un cable USB que se conecta al computador y al dispositivo [23].

El núcleo del dispositivo depende de las necesidades del usuario, para lo cual existen diferentes versiones para el mismo dispositivo como se muestra en Fig. 2.11 y Fig. 2.12.



**Fig. 2.11.-** Arduino Mega Embebido [24].



**Fig. 2.12.-** Arduino Mega 2560 [25].

Aquí se observa las diferencias para una misma versión con el mismo núcleo de programación en este caso un microcontrolador AVR

### **Microcontrolador**

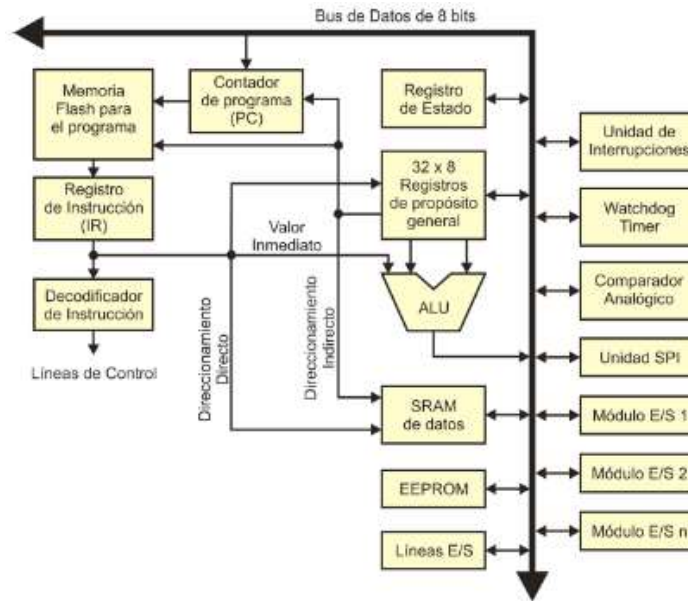
Circuito integrado compuesto por una unidad central de procesos, memorias rom y ram, líneas de entrada y salida [26].

### **Microcontrolador AVR**

Microcontroladores diseñados para sistemas embebidos porque cuentan con una excelente eficiencia de energía, optimización para reducir el tiempo de ejecución y facilidad de programación [27].

Contienen un procesador RISC (Reduced Instruction Set Computer) de 8 bits, arquitectura Harvard y un esquema de operaciones Registro-Registro.

El núcleo AVR es la unidad es central de procesos encargada de la captura, decodificación y ejecución de instrucciones, por medio de un bus de 8 bits conectado a diferentes recursos del microcontrolador [28].



**Fig. 2.13.-** Arquitectura Microcontroladores AVR [28].

Se optimiza el rendimiento al separar los buses y memorias, para el programa y los datos. El programa es ubicado en la memoria flash y los datos se ubican en el archivo de registros, la SRAM (Static Random Access Memory) y la EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory) [28].

El registro de instrucción decodifica y ejecuta la instrucción del programa de la memoria flash. El ALU soporta tanto operaciones lógicas como aritméticas, entre los registros (el procesamiento de un dato SRAM o de EEPROM que se va a modificar debe ser ingresado a uno de los 32 registros de 8 bits) o entre un registro y una constante [28].

### Ejecución de Instrucciones

La ejecución de instrucciones se realiza de forma secuencial, sin embargo, se puede modificar por medio de rutinas. Las instrucciones son capturadas por el CPU para luego ser ejecutadas. Mientras una instrucción está en ejecución la siguiente es procesada con una productividad de dos ciclos de reloj. Para la ejecución de una instrucción aritmética lógica es necesario solo un ciclo de reloj [28].

### Archivo de Registros

Cuenta con 32 registros de 8 bits de propósito general, sin embargo, los 6 registros finales se instauran por pares estableciendo así 3 registros de 16 bits utilizados como

apuntadores para el direccionamiento indirecto de espacio de datos. Las instrucciones ejecutadas en los registros son realizadas en un ciclo de reloj [28].

#### Memoria de Programa

“Espacio continuo de memoria Flash” el tamaño varía dependiendo del dispositivo ocupado [28].

Tolera 10000 ciclos de escritura/borrado. Aquí se encuentran los vectores de interrupciones (direcciones tomadas para que el programa divida las rutinas que sirven para el funcionamiento de eventos) [28].

#### Memoria de Datos

Se utiliza para el almacenamiento de datos y cuentan con las tecnologías SRAM y EEPROM [28].

#### Espacio SRAM

La SRAM posee 3 espacios diferentes en un mapa de direccionamiento lineal que son el archivo de registros, registros de entrada/salida y localidades SRAM de propósito general [28].

#### Espacio EEPROM

El acceso es por medio de registros de entrada/salida y necesita los buses de datos, direcciones y control para su utilización [28].

#### Puertos de Entrada/Salida

Facilitan el mecanismo para que el microcontrolador se comunique con su entorno [28].

#### Sistema de Interrupciones

Se produce por algún recurso del microcontrolador, ocurriendo un evento que ocasiona la detención temporal del programa principal [28].

#### Reloj del Sistema

Se utiliza para la sincronización de los microcontroladores y puede ser utilizado por medio de programación o si es necesario mediante un cristal oscilador externo [28].

## Módulo Bluetooth

### Tecnología Bluetooth

Conexión inalámbrica que emplea un enlace de radio de corto alcance para diversas funcionalidades y es fácil de utilizar [29].

Compuesto por un transmisor encargado de modular y transmitir la señal, y un receptor digital. Operan en una banda de frecuencia 2.4 GHz abierta bajo la tecnología conocida como espectro disperso [29].

Los dispositivos bluetooth operan en dos modos que son maestro o esclavo. Donde el esclavo solo puede conectarse a un maestro mientras que el dispositivo maestro puede conectarse a varios esclavos [30].

Forma de Transmisión Emplea la modulación GFSK (Gaussian Frequency Shift Keying) donde un 1 binario representa una desviación positiva de la portadora nominal de la frecuencia mientras que el 0 binario una desviación negativa. [29] Utiliza un sistema FHSS (Frequency Hopping Spread Spectrum) donde los dispositivos se re-sintonizan constantemente saltando de un canal a otro canal de radio [29].

### Módulos Bluetooth HC

Funcionan como esclavos o maestros con un alcance de 5 a 10 metros



**Fig. 2.14.-** Modulo Bluetooth compatible con Arduino y PIC [31].

Cuenta con 4 pines de los cuales 2 se conectan a la interfaz de transmisión y recepción del módulo de Arduino a ocupar y los 2 restantes a alimentación de 3.3 Vcc con su referencia a tierra.

### Aplicaciones:

Se Comunica Inalámbricamente entre microcontroladores.

Se Comunica Inalámbricamente entre una computadora y un microcontrolador.

Se Comunica Inalámbriamente entre un dispositivo móvil o una Tablet y un microcontrolador [32].

### **Módulo de Procesamiento de Movimiento (MPU)**

Está integrado por un acelerómetro y un giroscopio. Funciona por medio de una comunicación I2C y una alimentación a 3 voltios.

#### **IMU**

Es la unidad de medida inercial pueden determinar la aceleración y velocidad angular en tres ejes. Son fabricadas de silicio usando la tecnología MEMS6 [33].

#### **Acelerómetro**

“Son sensores inerciales que miden la segunda derivada de la posición”, “mide la fuerza de inercia generada por una masa es afectada por un cambio de velocidad” [34]. Puede medir la aceleración hasta en tres ejes.

#### **Giroscopio**

Sensor que mide la orientación, la salida del sensor es un voltaje del cual, la variación de voltaje nos indica en grados por segundo la velocidad angular [33].

#### **Protocolos de comunicación**

- I2C y SPI

#### **Magnetómetro**

Miden tanto la dirección como la fuerza de campos magnéticos respecto a la referencia del campo magnético de la tierra [33].

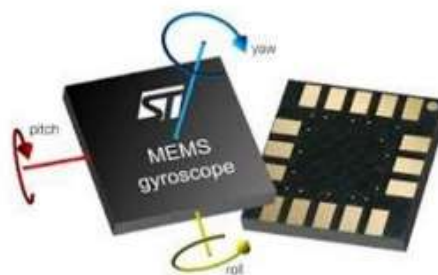


Fig. 2.15.- Ejemplo Acelerómetro con Tecnología MEMS [33].

Facilita el trabajo al tener integrado un giroscopio de 3 ejes, al igual que un acelerómetro de 3 ejes. Los datos que se obtienen por el MPU a partir de las componentes Pitch, Roll, Yaw [35].

Cuenta con las tecnologías MotionFusion y MotionProcessing, con diseños pequeños de gran tecnología y con características especiales como el procesamiento algoritmos de movimiento de 9 ejes [35].

Esta construido con un procesador digital de movimiento que además de calcular algoritmos de movimiento descargados desde el host, puede generar interrupciones a través de los pines externos de la MPU. Sin embargo, hay poca información para la programación [35].

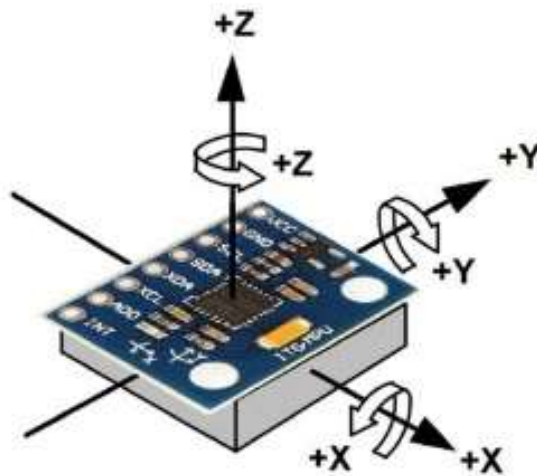


Fig. 2.16.- Módulo MPU [18]

En el Anexo A se observa un esquema básico de programación donde se obtienen los valores del acelerómetro, el giroscopio y la temperatura [35].

### **Actuador**

“Un ACTUADOR es un dispositivo inherentemente mecánico cuya función es proporcionar fuerza para mover o “actuar” otro dispositivo mecánico.” El actuador puede ser: neumático, hidráulico, eléctrico dependiendo del origen de la fuerza [36].

### **Actuador Rotatorio.**

El fin de este dispositivo es efectuar un movimiento rotatorio el cual va a estar limitado por un Angulo de rotación. La variable que se toma en cuenta en estos dispositivos es el torque que será aplicado [36].



## Servomotor

Es un motor de corriente continua con la capacidad de posicionarse en cierto ángulo y mantenerse fijo en esa posición. Para su funcionamiento requiere una alimentación de 5 Vcc (con su referencia a tierra), y una señal de control [37].

El servo cuenta con:

- Engranajes
- Motor DC
- Resistencia Variable
- Tarjeta controladora

El control de la posición se realiza mediante un circuito de control o una tarjeta open hardware (Arduino) que realiza la función del circuito de control. En la utilización de Arduino es necesaria la librería para servomotores, que ofrece un control preciso de la señal PWM necesaria para el manejo de ángulos. El servo soporta cierta cantidad de peso detallada en la hoja de especificaciones [37].

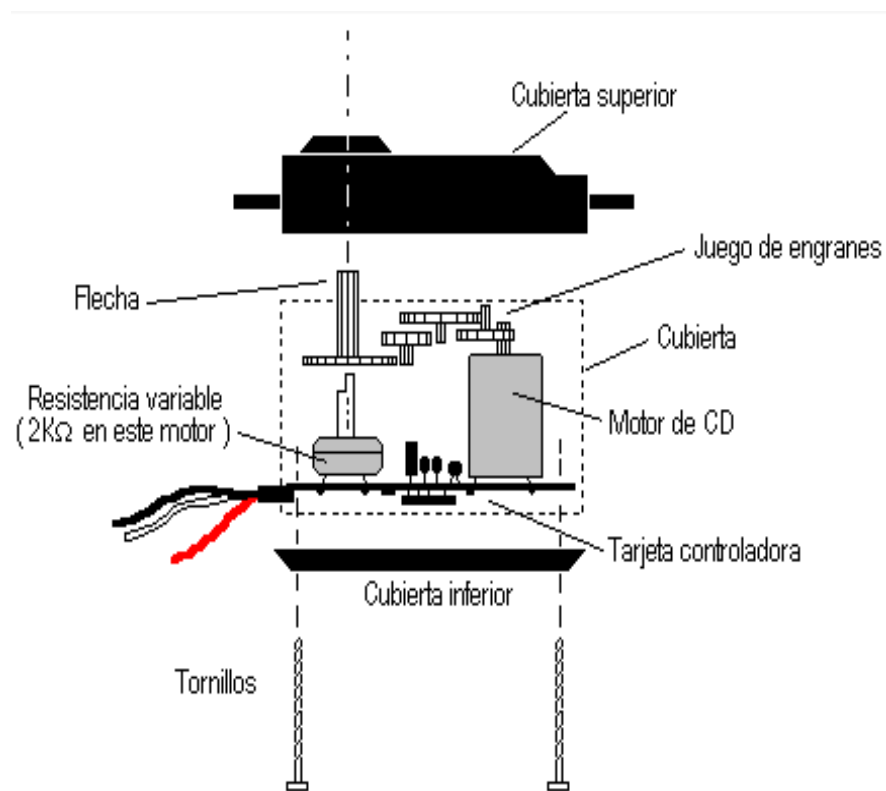


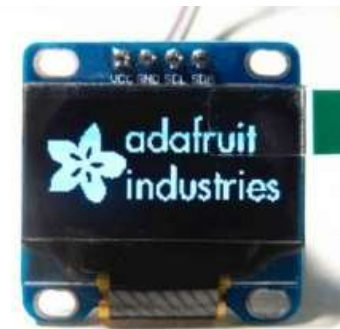
Fig. 2.17.- Estructura Interna Servomotor [37]

## **Pantalla OLED**

Organic light-emitting diode, clase de led, el cual emite luz como resultado de la interacción de un compuesto orgánico de la capa emisiva a la electricidad [38].

Entre las características principales se puede denotar:

- Requieren un driver específico para su funcionamiento
- Bajo consumo de electricidad
- Mejor visibilidad en ambientes luminoso
- Comunicación mediante SPI o I2C
- Voltajes de alimentación 3.3 a 5Vcc
- Cuentan con 4 pines, 1 para transmisión, 1 para sincronización y 2 para alimentación [38].



**Fig. 2.18.-** Pantalla OLED [39].

## **2.2.7 Software Libre**

### **Arduino IDE**

Arduino mediante la interfaz de programación permite la creación de programas y la carga en el dispositivo Arduino [40]. Al ser los dispositivos Arduino unos de los más utilizados en el mundo cuentan con variedad de librerías, códigos ejemplos, programas e interfaces y tutoriales.

### **MRPT**

Es un software desarrollado por la Universidad de Málaga con el fin de ayudar al desarrollo de aplicaciones de software en el ámbito de la robótica o aplicaciones científicas. Cuenta con diferentes herramientas que incluyen el trabajo con matrices, vectores y representaciones gráficas [41].

### **2.2.8 Software Adicional**

#### **CAD versión evaluación**

Es un software para el análisis iterativo y procesos de diseño con un lenguaje que expresa las matrices y arreglos directamente [42]. Cuenta con librerías adicionales para diferentes propósitos que se las puede integrar al entorno de programación.

#### **Robotics Toolbox**

Provee funciones para el estudio y simulación de algunos tipos de robots incluyendo los análisis cinemáticos, dinámicos y la generación de trayectorias [43].

### **2.2.9 Sistemas de control**

Sistema de control automático: Aparecieron en la segunda revolución industrial, ayudando a la evolución y tecnificación de tecnologías de medición y control. Sus beneficios han crecido no solo en ambientes industriales sino en la automatización de generación de bienes y servicios reduciendo costos, aumentando la calidad y volumen de producción. La eliminación de errores es uno de los puntos que más resaltan ya que con el control de un gran número de tareas se obtiene información de las variables utilizadas las cuales se las puede controlar por medio de una computadora o actuadores [44].

## **2.3 Propuesta de solución**

El diseño de una prótesis electrónica para la rehabilitación del síndrome del túnel del carpo facilita las terapias de rehabilitación mejorando la calidad de vida, salud del paciente y el ahorro económico al no visitar al centro de fisioterapia periódicamente.

## **CAPÍTULO 3**

### **METODOLOGÍA**

#### **3.1 Modalidad de Investigación**

Esta investigación fue aplicada porque se requirió información de previas investigaciones y artículos científicos donde aporten la información necesaria al desarrollo del proyecto.

Investigación bibliográfica, para el diseño del dispositivo planteado se requirió la base teórica de la patología que se pretende contribuir a cuya recuperación, sin olvidarse de las previas investigaciones sobre dispositivos de rehabilitación que se pueden encontrar en libros y artículos científicos.

Investigación de campo, se realizó un seguimiento de la funcionalidad de la prótesis en el paciente obteniendo datos relevantes que sirvieron para el desarrollo del proyecto y de futuras investigaciones.

#### **3.2 Recolección de la Información**

Los datos fueron recolectados aplicando las técnicas de investigación documental y cuestionarios. Los documentos, sean físicos o digitales, fueron consultados minuciosamente a fin de obtener información requerida para el sustento teórico y conceptual. Se aplicó la escala visual del dolor para la adquisición de datos, del seguimiento de las sesiones de rehabilitación con sus respectivas observaciones y recomendaciones. Se realizó una entrevista al director del centro de fisioterapia “San Nicolás” en donde relata su experiencia en el tratamiento del síndrome del túnel del carpo.

### **3.3 Procesamiento y Análisis de Datos**

Para validación del dispositivo la prótesis se sometió a pruebas, que proveyeron datos que fueron analizados para el desarrollo de la investigación.

- Eficacia de los servomotores, aplicando diferentes ángulos para verificar desfases angulares.
- Pruebas de rendimiento de la prótesis, verificando el soporte de las fuerzas, las cuales fueron calculadas en un estudio previo.
- Recolección de información de los ángulos de movilidad de la mano en un paciente, mediante un seguimiento realizado en el centro de fisioterapia.
- Interpretación de resultados obtenidos del seguimiento del paciente con el uso de la prótesis mediante el progreso en la escala visual del dolor y la pérdida parcial o total de las molestias causadas por el síndrome.

### **3.4 Desarrollo del proyecto**

El proyecto será desarrollado ejecutando las siguientes actividades:

- Descripción del síndrome del túnel del carpo.
- Recolección de información sobre la rehabilitación a pacientes con la patología.
- Descripción de las rutinas de fisioterapia utilizadas para el síndrome.
- Descripción de la cinemática y dinámica de los componentes mecánicos
- Estudio de requerimientos técnicos de la prótesis electrónica para la rehabilitación.
- Simulación de los componentes mecánicos.
- Diseño de los instrumentos para la construcción de la prótesis.
- Construcción del prototipo de la prótesis.
- Ajustes al diseño, en función a las observaciones del director de investigación y del fisioterapeuta colaborador de la investigación.
- Ajustes finales del prototipo.
- Establecer las rutinas de tratamiento.
- Pruebas de funcionamiento en el paciente con el síndrome del túnel del carpo.
- Construcción final del prototipo.
- Seguimiento, análisis y tabulación de los datos obtenidos.

## **CAPÍTULO 4**

### **DESARROLLO DE LA PROPUESTA**

#### **4.1 Introducción**

El campo de la robótica de rehabilitación ha emprendido varias investigaciones con el fin de ayudar a las personas en las diferentes etapas de recuperación. Se necesita realizar las pruebas necesarias para la justificación de la elaboración y la utilidad en los sistemas biomédicos.

La ayuda conjunta entre el investigador y el profesional dedicado a la fisioterapia es fundamental para la construcción de una prótesis de rehabilitación. El profesional aporta con la información necesaria sobre la experiencia adquirida sobre como ayuda a rehabilitar una patología y así el investigador puede desarrollar un dispositivo en base a las especificaciones.

#### **4.2 Análisis de Factibilidad**

##### **4.2.1 Factibilidad Técnica**

El proyecto de investigación fue factible debido a que, los diferentes componentes para llevar a cabo el proyecto se encuentran a disposición además de contar con facilidades de importación.

##### **4.2.2 Factibilidad Económica**

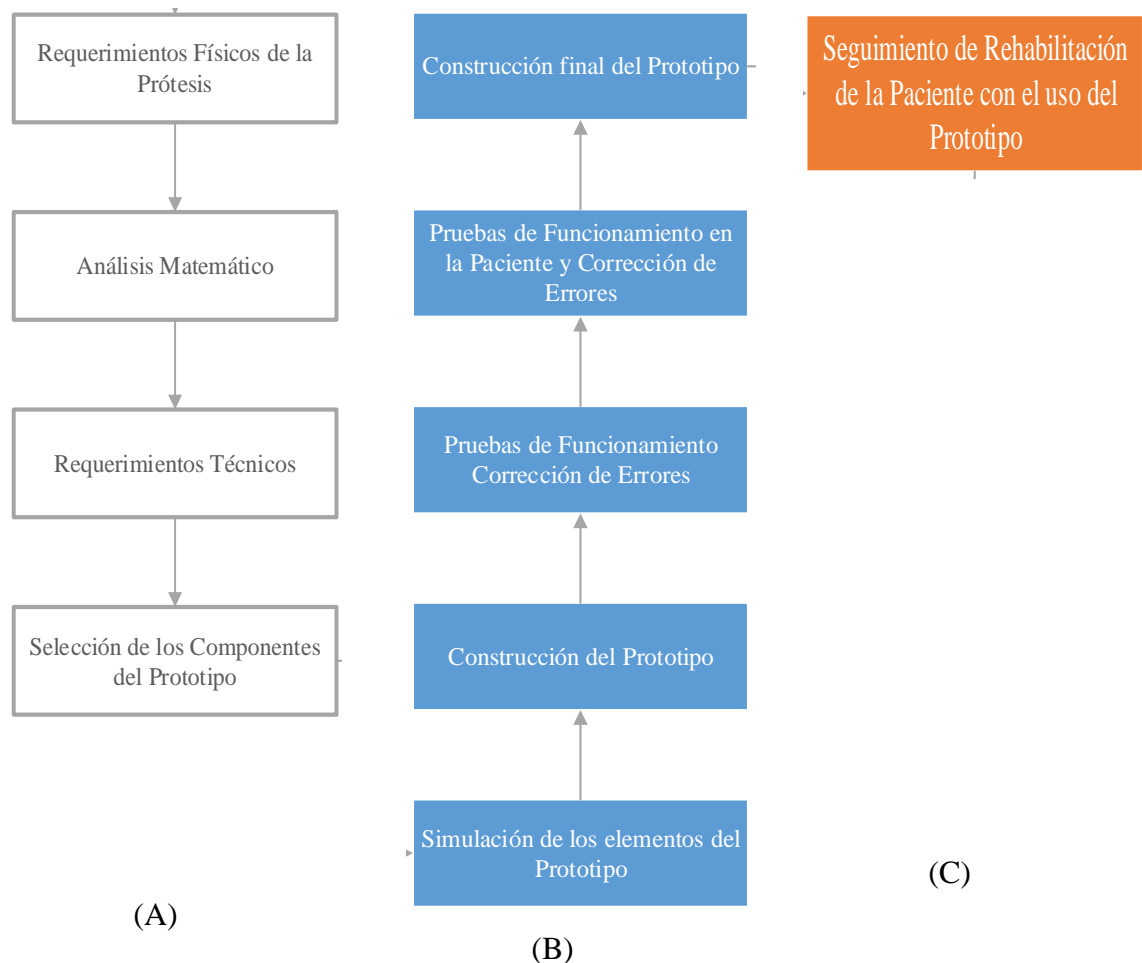
La construcción del dispositivo fue factible económicamente, al ser una investigación conjunta entre el investigador y el Centro de Fisioterapia, el Centro de Fisioterapia en conjunto con el investigador financiaron el proyecto.

### 4.2.3 Factibilidad Bibliográfica

Se cuenta con fuentes bibliográficas para el desarrollo de la investigación al tener disponibles documentos, libros e investigaciones con información actual.

### 4.3 Estudio y Análisis de Requerimientos del Prototipo

El siguiente diagrama detalla los requerimientos que se necesitaron en cada una de las etapas detalladas en la Fig. 4.1 para la construcción de la prótesis de rehabilitación.



**Fig. 4.1.-** Etapas de Diseño, Construcción y Validación de la Prótesis

**Elaborado por:** Autor

- ✓ En la primera etapa detallada en los cuadros de color blanco de la Fig. 4.1 parte (A), se realizó un análisis previo a la construcción para que cumpla con los requisitos establecidos por el Fisioterapeuta y la paciente.
- ✓ En la segunda etapa que se muestra en color azul de la Fig. 4.1 parte (B), se detalla todo lo concerniente a la simulación y construcción del prototipo.

- ✓ En la última etapa en la **Fig. 4.1** parte (C), se demuestra el funcionamiento de la prótesis, mediante un seguimiento realizado en el Centro de Fisioterapia “San Nicolás” para comprobar la eficacia y funcionamiento de la misma.

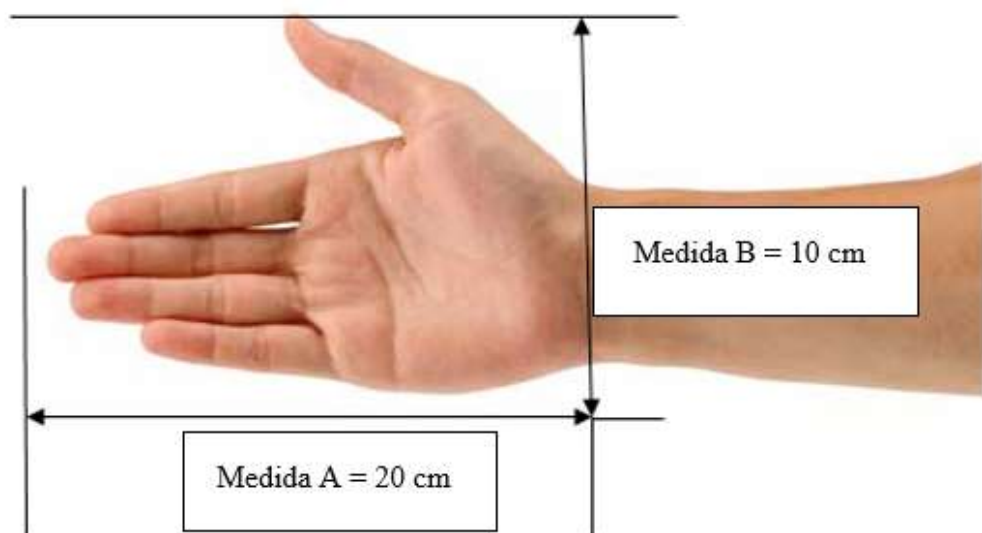
#### **4.4 Primera Etapa (Análisis de Requerimientos del Sistema)**

##### **4.4.1 Requerimientos Físicos de la Prótesis de Rehabilitación**

Se realizó una investigación previa sobre los modelos de exoesqueletos de rehabilitación y su funcionamiento, para así determinar el funcionamiento. En los artículos revisados se puede constatar la forma de adaptación de un exoesqueleto a un miembro del cuerpo humano.

Este proyecto se enfocó en la adaptación del exoesqueleto específicamente en el antebrazo, muñeca y mano. Para el desarrollo del proyecto debe cumplir con las siguientes características:

Las medidas de la mano del investigador y los datos detallados en la Tabla 4.1 fueron utilizados en un principio para desarrollar el primer modelo, por consejo del Fisioterapeuta, mientras se desarrollaba el modelo final para facilidad de realizar pruebas. Se incluyen en las medidas los espacios en blanco para dar una mayor comodidad a la mano del usuario como se aprecia en la **Fig. 4.2**.



**Fig. 4.2.-** Mano del Investigador Tomada como Referencia [45]

**Elaborado por:** Autor



**Tabla 4.1.-** Información del Investigador para el Desarrollo del Prototipo Inicial

Edad del Investigador	25 años
Sexo	Masculino
Medida A (Tomada desde la muñeca hasta el final del dedo medio)	20 cm
Medida B (Tomada del ancho de la palma de la mano incluido el dedo pulgar)	10 cm

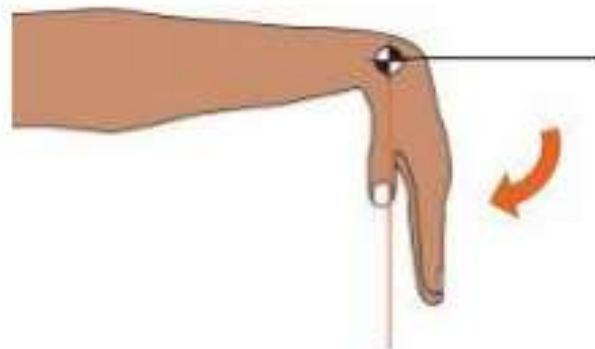
**Elaborado por:** Autor

Las medidas se deben tomar a partir de la muñeca donde se encuentra el centro de movimiento; con dichas medidas desarrollar un diseño que no afecte de una u otra forma el normal funcionamiento de la parte en donde va a funcionar el prototipo. El diseño debe tomar en cuenta la movilidad tanto de la mano como de la prótesis, para que se ajuste a los movimientos requeridos para tratar el síndrome del túnel del carpo [12].

El material de construcción debe ser liviano y sentirse cómodo para evitar posteriores patologías desarrolladas por el uso de la prótesis.

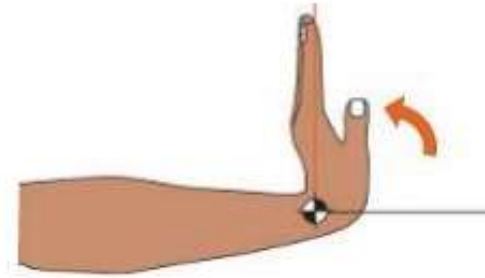
### **Descripción de los movimientos**

La flexión de la muñeca, dependiendo de la condición del paciente el ángulo mínimo de flexión a cumplir es de 50 grados y un máximo de 80 grados por 5 segundos. En la Fig. 4.3 se puede observar el movimiento 1 en su posición inicial.



**Fig. 4.3.-** Movimiento 1 Posición Inicial (Flexión de la Muñeca) [46]

La extensión de la muñeca de igual manera debe cumplir con un ángulo mínimo de 50 grados y uno máximo de 80 grados por 5 segundos, en la Fig. 4.4 se muestra el movimiento 1 en su posición final.



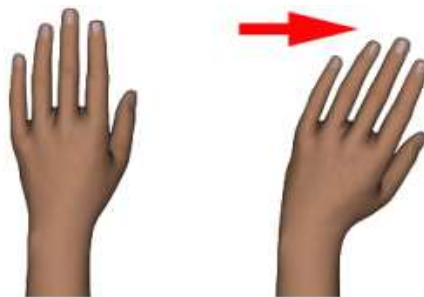
**Fig. 4.4.-** Movimiento 1 Posición Final (Extensión de la Muñeca) [46]

La desviación cubital debe cumplir un ángulo mínimo de 30 grados y un máximo de 50 grados por 5 segundos. En la Fig. 4.5 se aprecia el movimiento 2 en su posición inicial.



**Fig. 4.5.-** Movimiento 2 Posición Inicial (Desviación Cubital) [17]

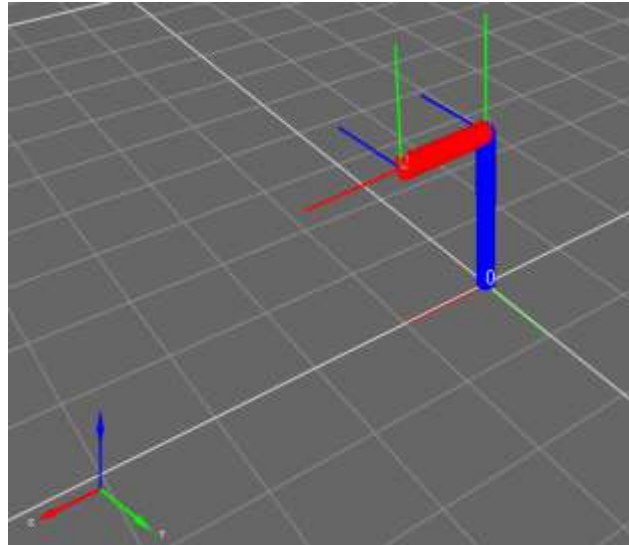
La desviación radial de igual manera debe cumplir con un ángulo mínimo de 30 grados y un máximo de 50 grados por 5 segundos. En la Fig. 4.6 se aprecia el movimiento 2 en su posición final.



**Fig. 4.6.-** Movimiento 2 Posición Final (Desviación Radial) [17]

#### 4.4.2 Análisis Matemático de la Prótesis de Rehabilitación

##### Análisis Cinemático Mediante el Algoritmo de Denavit-Hatenberg [21].



**Fig. 4.7.-** Simulación del Algoritmo de Denavit-Hatenberg Realizada en Software MRTP

**Elaborado por:** Autor

Parámetros para el desarrollo del Algoritmo de Denavit-Hatenberg [21].

Existen dos tipos de análisis para ejes rotativos y para ejes prismáticos en este caso realizamos el análisis para ejes rotativos ya que cada articulación tiene su propio eje de giro [21].

En la Fig. 4.7 se aprecia la simulación del algoritmo Denavit-Hatenberg, mediante el desarrollo de la Tabla 4.2 para la aplicación del algoritmo de Denavit-Hatenberg a partir de los siguientes parámetros [21]:

- ✓ Primero establecemos los grados de libertad y el eje de cada una de las articulaciones.
- ✓ Segundo se enumeran desde 0, el número de articulaciones móviles tomando en cuenta que la base fija del robot que se enumera como 0
- ✓ Tercero ubicamos “d” que es la distancia a lo largo del eje Z en este caso representado por el color azul
- ✓ Cuarto obtenemos el parámetro “a” que se adquiere de la distancia a lo largo del eje X del sistema de referencia de la articulación hacia el eje Z del origen del sistema en este caso representado por el color rojo

- ✓ Quinto ubicamos el parámetro alfa que es el ángulo que forman el eje Z del sistema de referencia en este caso con el eje Z de la primera articulación. El parámetro theta varía dependiendo del movimiento.

**Tabla 4.2.-** Datos para Aplicación del Algoritmo de Denavit-Hatmberg.

Eje Rotativo	$\theta$	d	a	$\alpha$
1	$\theta_1$	d1	a1	$\alpha_1$
2	$\theta_2$	d2	a2	$\alpha_2$

Para obtener la matriz de ubicación de los sistemas de referencia del sistema robótico articulado, se puede utilizar la Ec (1) la para cada articulación, obteniendo como resultado la matriz A ( Ec (2) ), según la aplicación del Algoritmo con los datos de la Tabla 4.2 para el eje rotativo 1 y la matriz B ( Ec (3) ), según la aplicación del Algoritmo con los datos de la Tabla 4.2 para el eje rotativo 2 [21]. Y al final se realiza la multiplicación de la matriz A ( Ec (2) ) y la matriz B ( Ec (3) ) obteniendo como resultado la matriz de ubicación del sistema robótico.

$$X = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\sin \theta_1 & 0 & 0 \\ \sin \theta_1 & \cos \theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a_1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha_1 & -\sin \alpha_1 & 0 \\ 0 & \sin \alpha_1 & \cos \alpha_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Ec (1)}$$

$$A = \begin{bmatrix} \cos \theta_1 & -\cos \alpha_1 \sin \theta_1 & \sin \alpha_1 \sin \theta_1 & a_1 \cos \theta_1 \\ \sin \theta_1 & \cos \alpha_1 \cos \theta_1 & -\sin \alpha_1 \cos \theta_1 & a_1 \sin \theta_1 \\ 0 & \sin \alpha_1 & \cos \alpha_1 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Ec (2)}$$

$$B = \begin{bmatrix} \cos \theta_2 & -\cos \alpha_2 \sin \theta_2 & \sin \alpha_2 \sin \theta_2 & a_2 \cos \theta_2 \\ \sin \theta_2 & \cos \alpha_2 \cos \theta_2 & -\sin \alpha_2 \cos \theta_2 & a_2 \sin \theta_2 \\ 0 & \sin \alpha_2 & \cos \alpha_2 & d_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad \text{Ec (3)}$$

### Análisis Cinemático de la Prótesis

Para las diferentes posiciones y movimientos del prototipo elaboramos la tabla para la aplicación del Algoritmo de Denavit-Hatrnberg [21].

### Análisis Cinemático de la Posición Inicial

Grados de libertad = 2 y datos de necesarios para la aplicación del Algoritmo de Denavit-Hatrnberg disponibles en la Tabla 4.3.

**Tabla 4.3.-** Análisis de Datos de la Posición Inicial del Prototipo

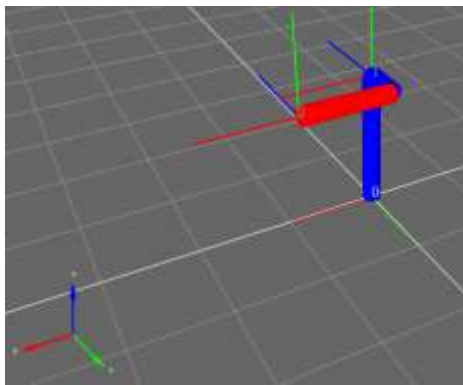
Eje Rotativo	$\theta$	d	a	$\alpha$
1	0	15 cm	0	90
2	0	-4.3 cm	10 cm	0

**Elaborado por:** Autor

Se utiliza la Ec (1) para cada articulación obteniendo los datos A y B. **Anexo B**

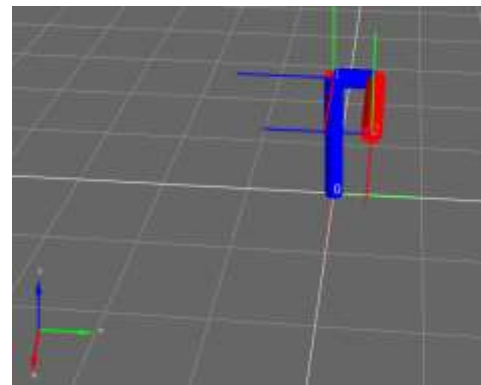
$$T = A * B = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.1 \\ 0 & 0 & -1 & 0.043 \\ 0 & 1 & 0 & 0.150 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Para comprobar la información se utiliza el software Robotic Arm Kinematic GUI [41].



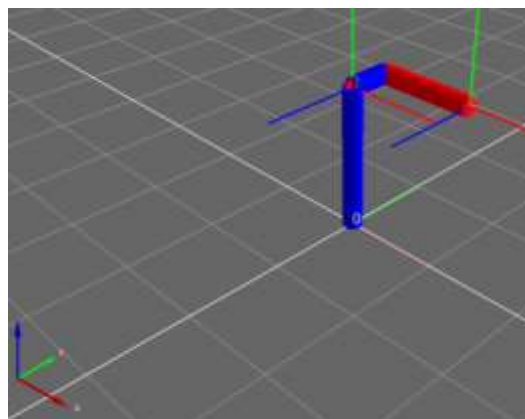
**Fig. 4.8.-** Simulación de la Posición Inicial en el Software MRPT (A)

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.9.-** Simulación de la Posición Inicial en el Software MRPT (B)

**Elaborado por:** Autor

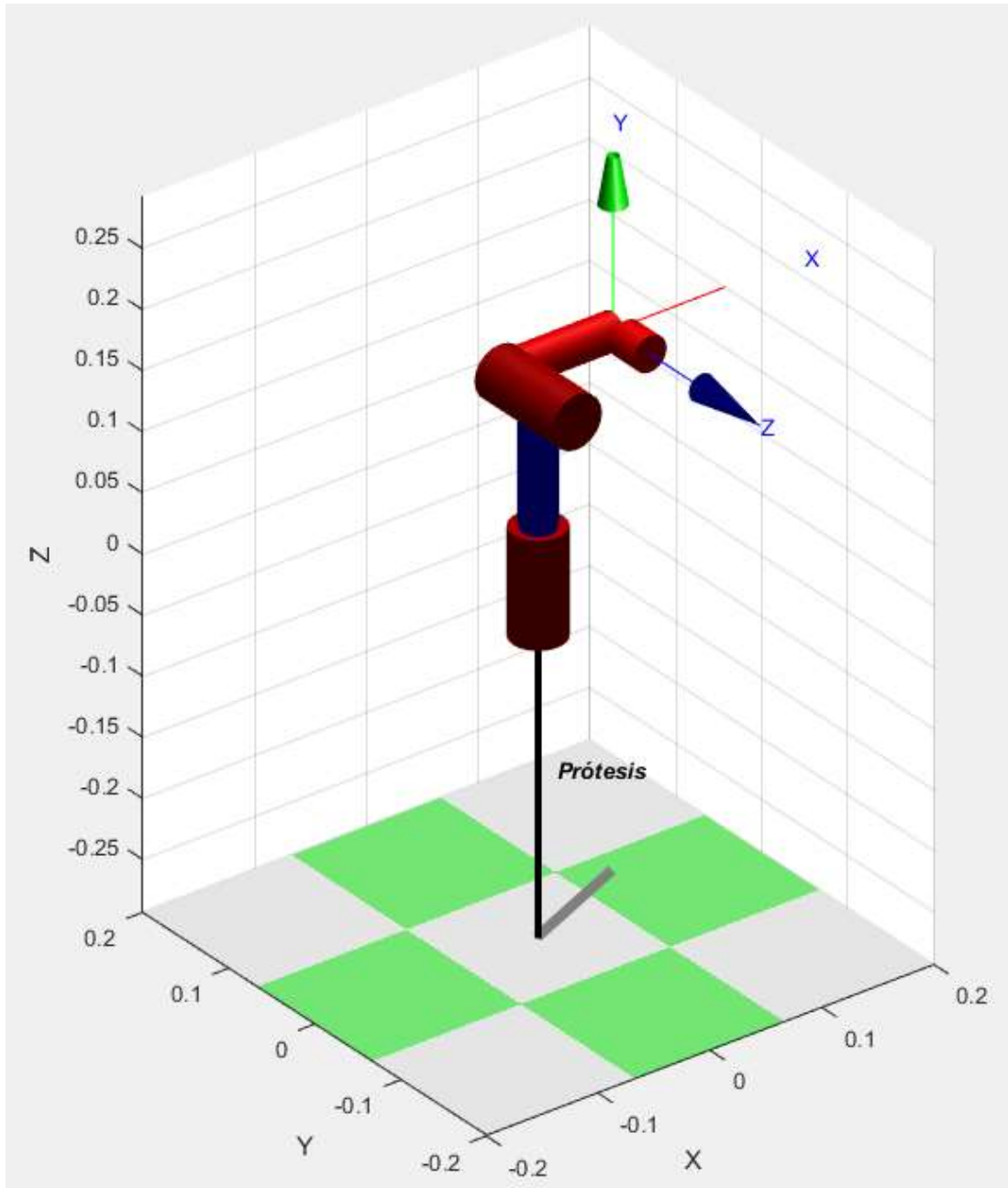


**Fig. 4.10.-** Simulación de la Posición Inicial en el Software MRPT (C)

**Elaborado por:** Autor

Desarrollo del Algoritmo Utilizando el Software Matlab

Para el desarrollo se utilizó la herramienta toolbox de Peter Corke [43] que funciona como un add-on<sup>9</sup> de matlab y permite realizar la simulación del modelo cinemático directo por medio del algoritmo de Denavit-Hatrnberg [21]. **Anexo B**



**Fig. 4.11.-** Simulación de la Posición Inicial en el Software MATLAB

**Elaborado por:** Autor

---

<sup>9</sup> Programa funcional que solo funciona anexo a otro, para incrementar funcionalidades; se conocen también como extensiones [51].

## Análisis Cinemático de la Posición Inicial del Movimiento 1

Grados de libertad = 2 y datos de necesarios para la aplicación del Algoritmo de Denavit-Hatrnberg disponibles en la Tabla 4.4.

**Tabla 4.4.-** Análisis de Datos de la Posición Inicial del Movimiento 1 del Prototipo

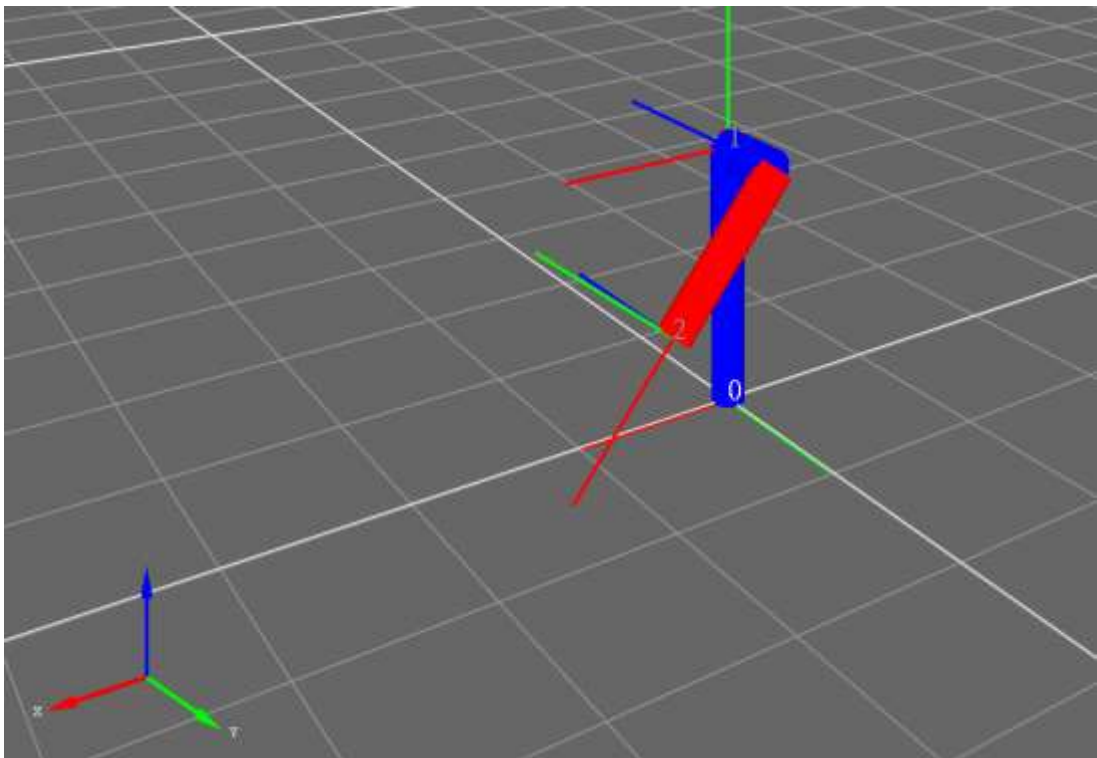
Eje Rotativo	$\theta$	d	a	$\alpha$
1	0	15 cm	0	90
2	-50	-4.3 cm	10 cm	0

**Elaborado por:** Autor

Resultados de Aplicación del Algoritmo de Denavit-Hatrnberg [21]. **Anexo C**

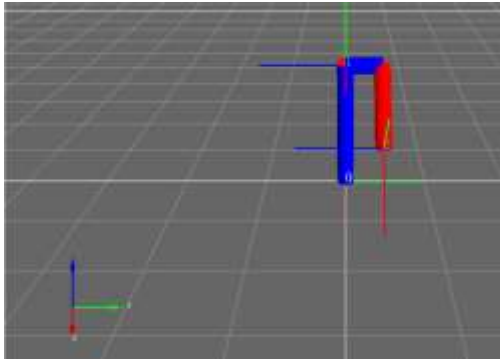
$$T = A * B = \begin{bmatrix} 0.643 & 0.766 & 0 & 0.064 \\ 0 & 0 & -1 & 0.043 \\ -0.766 & 0.643 & 0 & 0.073 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Simulación:



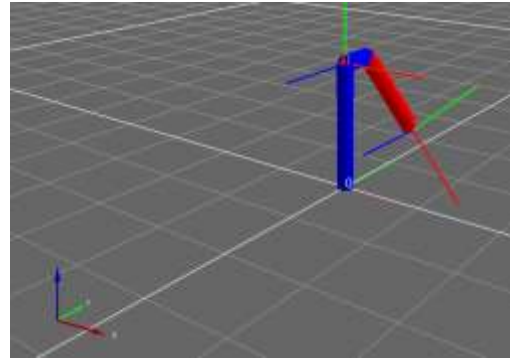
**Fig. 4.12.-** Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 1 en el Software MRPT(A)

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.13.-** Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 1 en el Software MRPT(B)

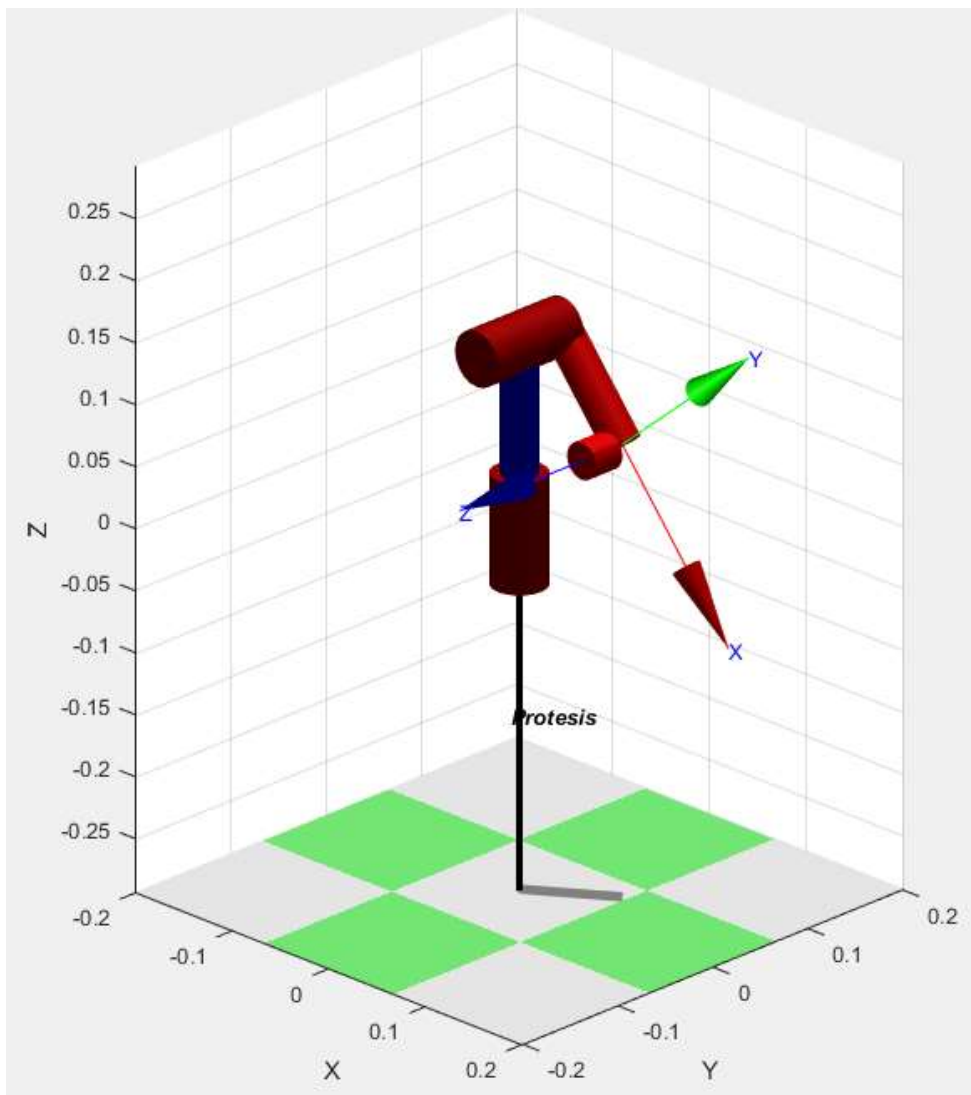
**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.14.-** Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 1 en el Software MRPT(C)

**Elaborado por:** Autor

Desarrollo del algoritmo en Matlab comprobando su matriz resultante **Anexo C**



**Fig. 4.15.-** Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 1 en el Software MATLAB

**Elaborado por:** Autor



## Análisis Cinemático de la Posición Final del Movimiento 1

Grados de libertad = 2 y datos de necesarios para la aplicación del Algoritmo de Denavit-Hatrnberg disponibles en la Tabla 4.5

**Tabla 4.5.-** Análisis de Datos de la Posición Final del Movimiento 1 del Prototipo

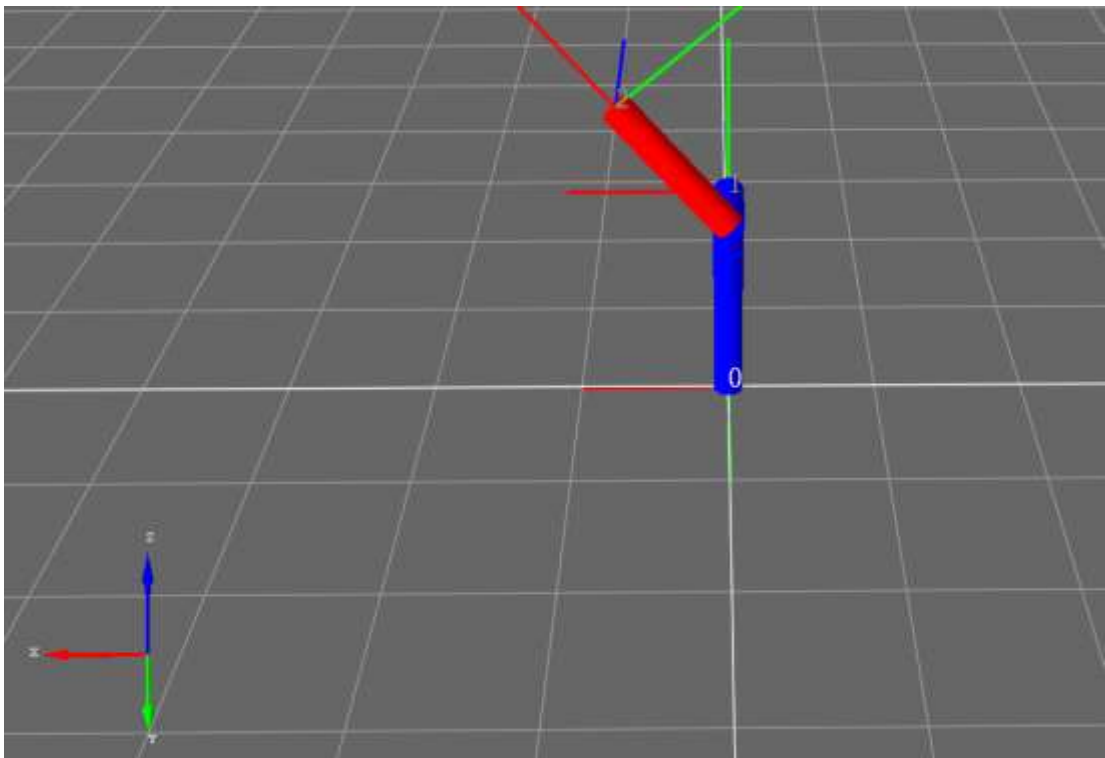
Eje Rotativo	$\theta$	d	a	$\alpha$
1	0	15 cm	0	90
2	50	-4.3 cm	10 cm	0

**Elaborado por:** Autor

Resultados de Aplicación del Algoritmo de Denavit-Hatrnberg [21]. **Anexo D**

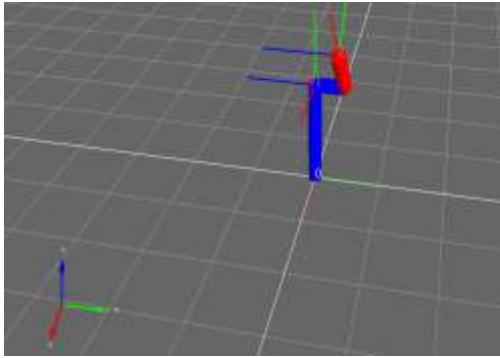
$$T = A * B = \begin{bmatrix} 0.643 & -0.766 & 0 & 0.064 \\ 0 & 0 & -1 & 0.043 \\ 0.766 & 0.643 & 0 & 0.227 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Simulación:



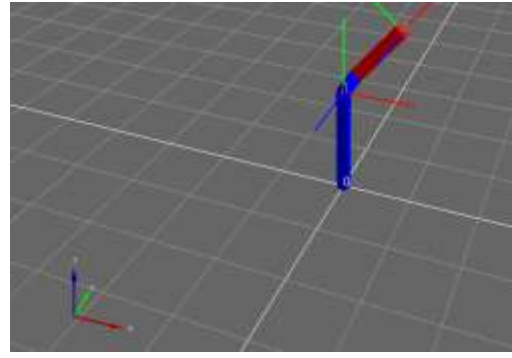
**Fig. 4.16.-** Simulación de la Posición Final del Movimiento 1 en el Software MRPT(A)

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.17.-** Simulación de la Posición Final del Movimiento 1 en el Software MRPT(B)

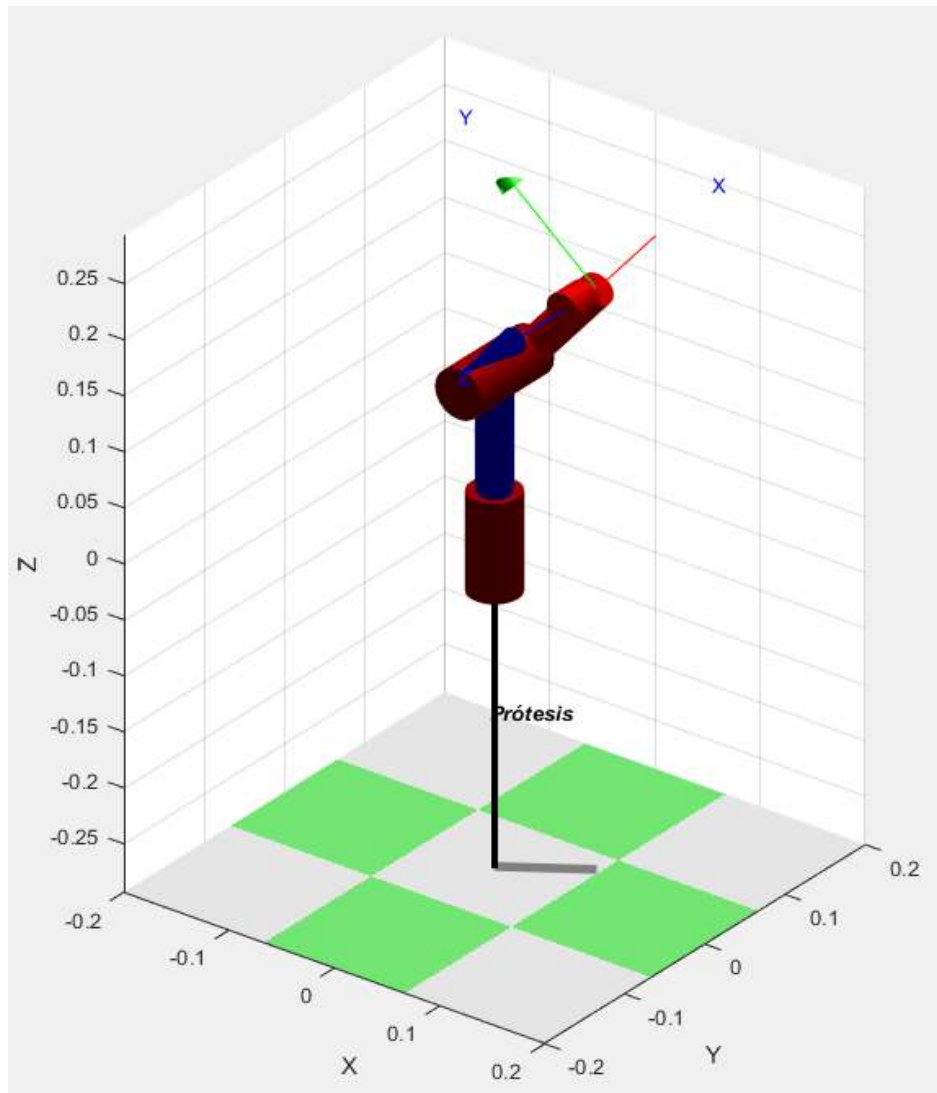
**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.18.-** Simulación de la Posición Final del Movimiento 1 en el Software MRPT(C)

**Elaborado por:** Autor

Desarrollo del algoritmo en Matlab comprobando su matriz resultante **Anexo D**



**Fig. 4.19.-** Simulación de la Posición Final del Movimiento 1 en el Software MATLAB

**Elaborado por:** Autor

## Análisis Cinemático de la Posición Inicial del Movimiento 2

Grados de libertad = 2 y datos de necesarios para la aplicación del Algoritmo de Denavit-Hatrnberg disponibles en la Tabla 4.6

**Tabla 4.6.-** Análisis de Datos de la Posición Inicial del Movimiento2 del Prototipo

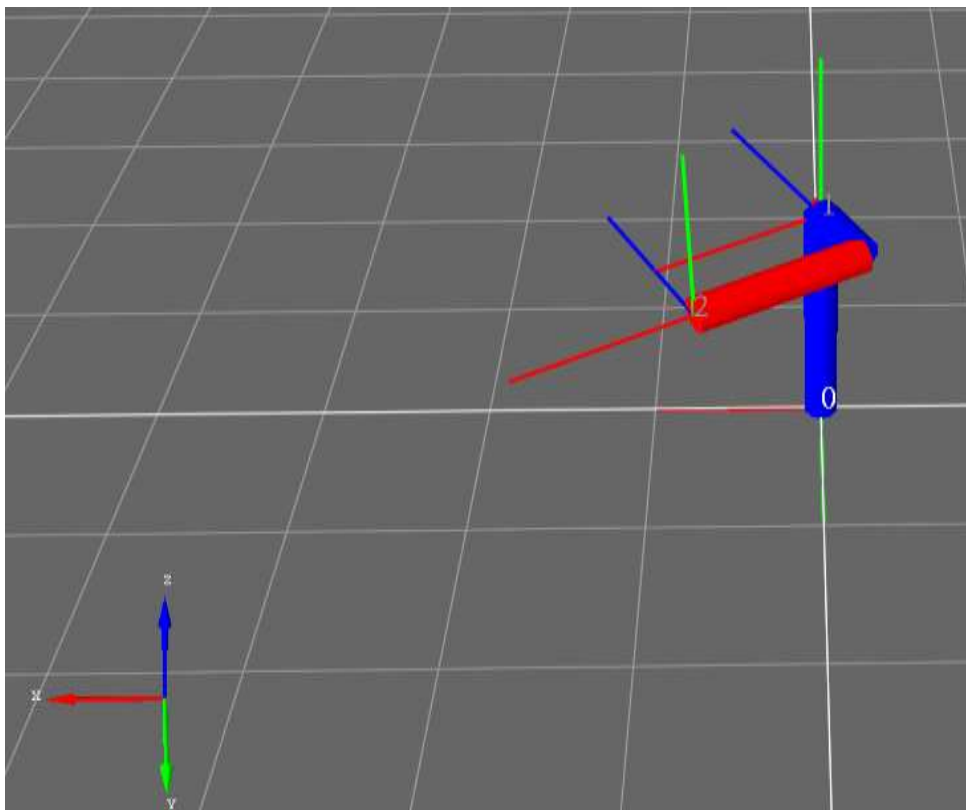
Eje Rotativo	$\theta$	d	a	$\alpha$
1	30	15 cm	0	90
2	0	-4.3 cm	10 cm	0

**Elaborado por:** Autor

Resultados de Aplicación del Algoritmo de Denavit-Hatrnberg [21] **Anexo E.**

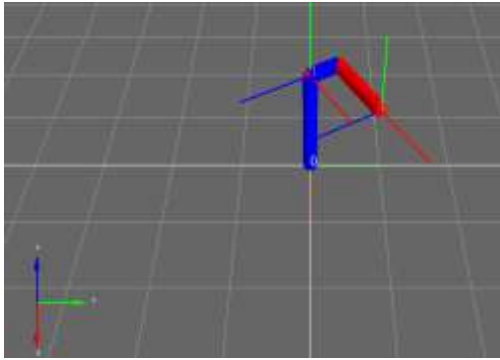
$$T = A * B = \begin{bmatrix} 0.866 & 0 & 0.500 & 0.065 \\ 0.500 & 0 & -0.866 & 0.087 \\ 0 & 1 & 0 & 0.150 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Simulación:



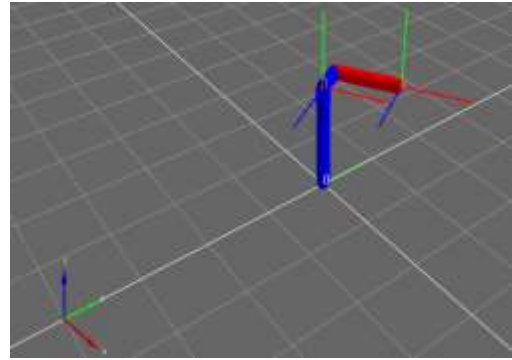
**Fig. 4.20.-** Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 2 en el Software MRPT(A)

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.21.-** Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 2 en el Software MRPT(B)

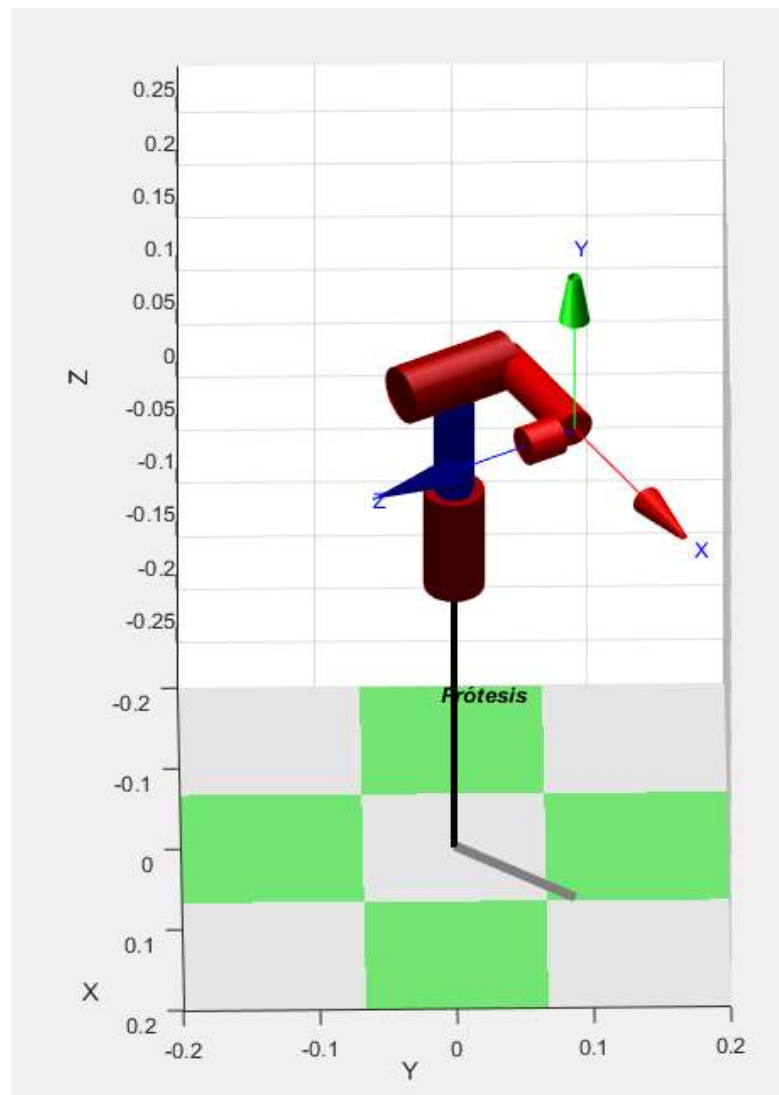
**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.22.-** Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 2 en el Software MRPT(C)

**Elaborado por:** Autor

Desarrollo del algoritmo en Matlab comprobando su matriz resultante **Anexo E**.



**Fig. 4.23.-** Simulación de la Posición Inicial del Movimiento 2 en el Software MATLAB

**Elaborado por:** Autor

## Análisis Cinemático de la Posición Final del Movimiento 2

Grados de libertad = 2 y datos de necesarios para la aplicación del Algoritmo de Denavit-Hatrnberg disponibles en la Tabla 4.7

**Tabla 4.7.-** Análisis de Datos de la Posición Final del Movimiento 1 del Prototipo

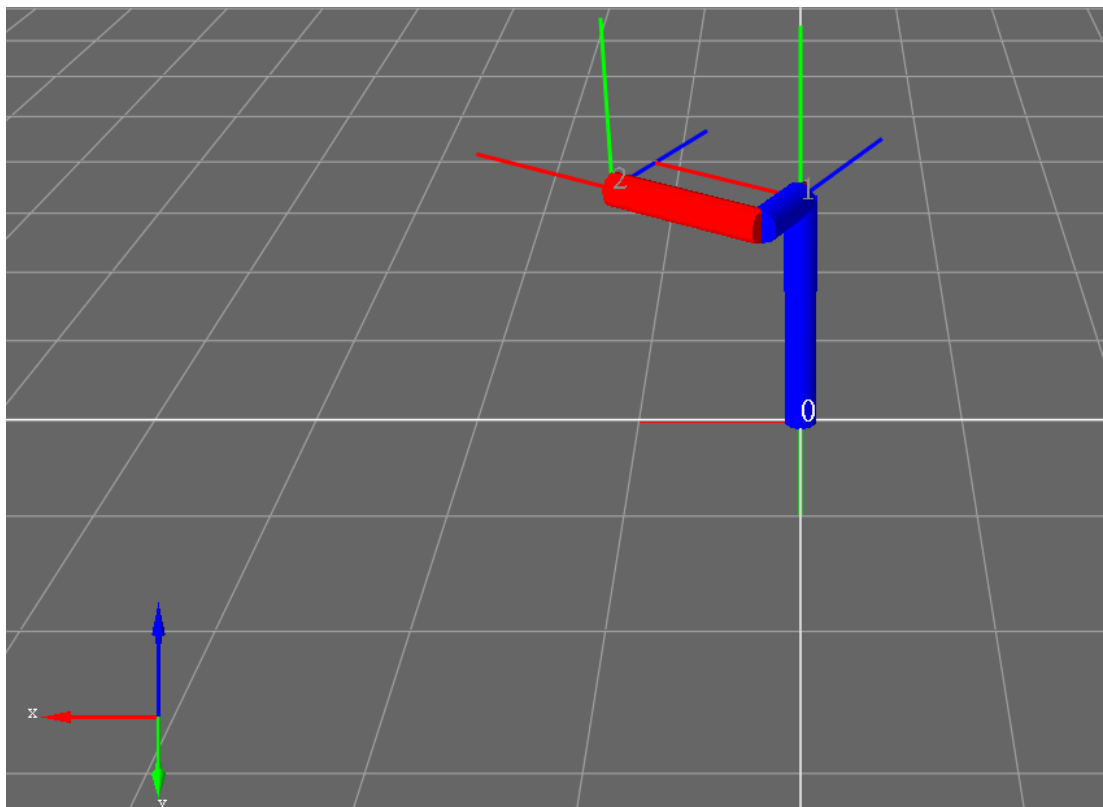
Eje Rotativo	$\theta$	d	a	$\alpha$
1	-30	15 cm	0	90
2	0	-4.3 cm	10 cm	0

**Elaborado por:** Autor

Resultados de Aplicación del Algoritmo de Denavit-Hatrnberg [21]. **Anexo F**

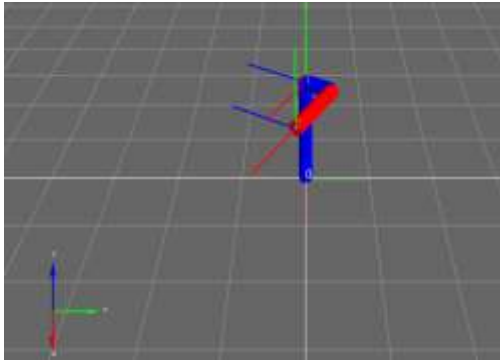
$$T = A * B = \begin{bmatrix} 0.866 & 0 & -0.500 & 0.108 \\ -0.500 & 0 & -0.866 & -0.013 \\ 0 & 1 & 0 & 0.150 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Simulación



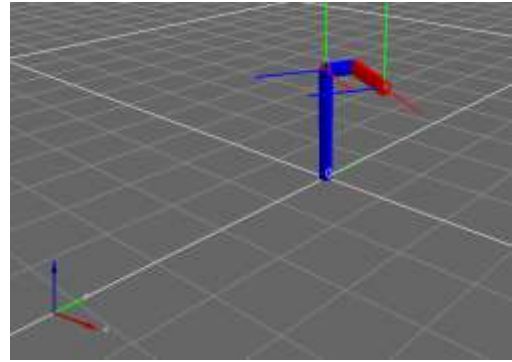
**Fig. 4.24.-** Simulación de la Posición Final del Movimiento 2 en el Software MRPT(A)

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.25.-** Simulación de la Posición Final del Movimiento 2 en el Software MRPT(B)

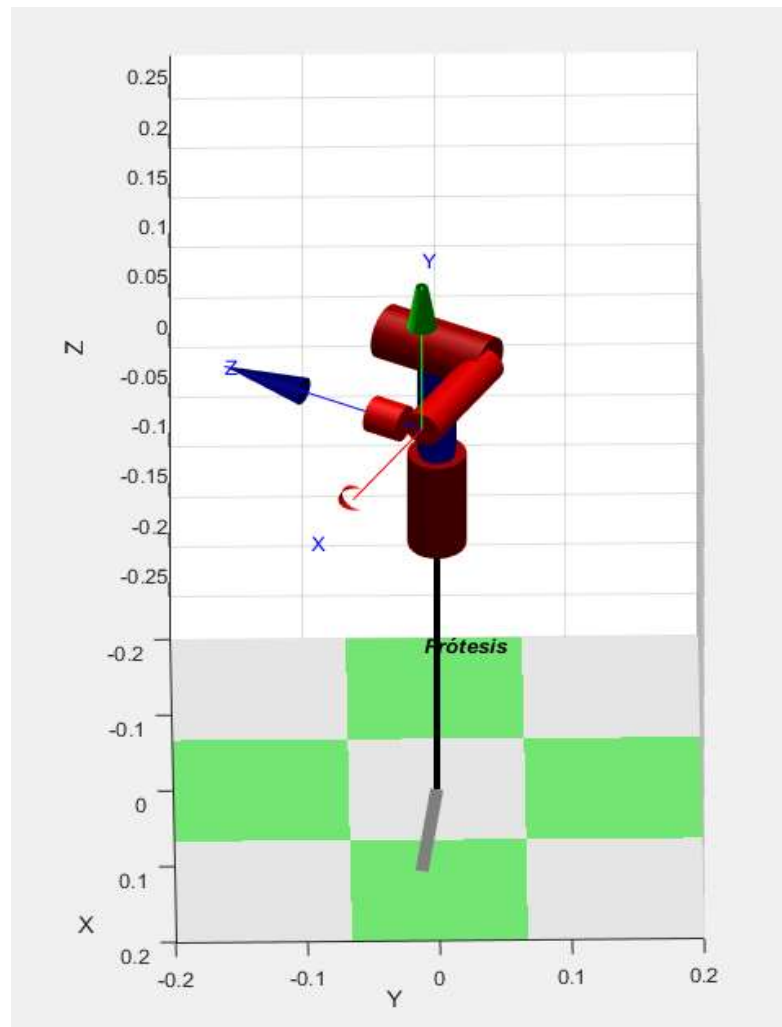
**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.26.-** Simulación de la Posición Final del Movimiento 2 en el Software MRPT(C)

**Elaborado por:** Autor

Desarrollo del algoritmo en Matlab comprobando su matriz resultante **Anexo F**



**Fig. 4.27.-** Simulación de la Posición Final del Movimiento 1 en el Software MATLAB

**Elaborado por:** Autor

## Cálculo de Torques

En el cálculo de torques se tomó en cuenta los diferentes pesos que debe soportar el actuador, el de la mano, un peso referencial de los materiales y la dimensión con la que se construyó, además del peso de tornillos y accesorios del actuador y la prótesis.

Esta dado por la Ec (4) , donde la fuerza es proporcionada por la masa y aceleración de la gravedad y la distancia hacia el centro de masa [22].

$$T = F * d$$

Ec (4)



Fig. 4.28.- Peso de la Mano de la Paciente

Elaborado por: Autor

CALCULADORA DE PESOS

MATERIAL		FORMA
Titanio GR2 (Puro)	Densidad: 2.8 g/cm <sup>3</sup>	Pletina
Titanio GR5 (6Al-4V)	Altura: <input type="text" value="5"/> mm	Barra Redonda
Titanio GR9 (2.5Al-3V)	Anchura: <input type="text" value="2"/> mm	Barra Hexagonal
Acero (304)	Longitud: <input type="text" value="5"/> mm	Tubo
Aluminio (7075)	PESO: 0.14 g	UNIDADES
Magnesio		Milímetros
Níquel (Hastelloy)		Pulgadas
Cobre		

Fig. 4.29.- Software Calculador de Pesos [47]

Para realizar un modelo que se ajuste a las especificaciones tanto del fisioterapeuta como de la paciente se ha tomado datos de referencia que se especifican en la Tabla 4.8. Los datos de esta tabla fueron utilizados en el primer prototipo.

**Tabla 4.8.- Masas Para el Cálculo de Torques**

Datos de Referencia	Masa en gramos
Mano de la paciente	455 gr
4 Tornillos de aluminio para fijar el actuador incluido la masa del acelerómetro	0.76 gr
Corte de acrílico 12x12 de 3 líneas incluido la masa de materiales extra	480 gr

**Elaborado por:** Autor

Para el primer eslabón se considera el peso estimado, de todos los elementos que forman esta parte además del peso estimado de un actuador rotatorio. En este elemento se utiliza la mitad de material sin embargo se toma en cuenta el peso del segundo eslabón.

En la sumatoria de torques para el primer eje rotatorio , se lo realiza en función de los parámetros explicadas en la Tabla 4.9 y con un ángulo de 0 grados para obtener el máximo toque aplicados en la Ec (5).

**Tabla 4.9.- Parámetros para Aplicación de Ecuación de Torque en el Primer Eje Rotatorio**

Abreviatura	Descripción
T	Torque
$W_{actuador}$	Masa del Actuador en Kg
$W_{Tornillos\ e\ Implenetos}$	Masa de los Tornillos e Implementos en Kg
$W_{Acrílico\ y\ materiales\ extra}$	Masa del Acrílico y Materiales Extra en Kg
d	Distancia del Eslabón

**Elaborado por:** Autor

$$T = (W_{actuador} + W_{Tornillos\ e\ Implenetos} + W_{Acrílico\ y\ materiales\ extra}) \times \frac{d}{2} \quad \text{Ec (5)}$$

$$T = (0.100 + 0.00076 + 0.720)\text{Kg} \times \frac{10}{2}\text{cm}$$

$$T = 4.10\text{ Kg} \times \text{cm}$$



A continuación, se calcula el torque para el segundo eje rotatorio con los parámetros explicados en la Tabla 4.10 considerando la masa de la mano y un ángulo de 90 grados para obtener el máximo torque aplicados en la Ec (6).

**Tabla 4.10.-** Parámetros para Aplicación de Ecuación de Torque en el Segundo Eje Rotatorio

<b>Abreviatura</b>	<b>Descripción</b>
T	Torque
$W_{\text{mano}}$	Masa de la mano de la Paciente en Kg
$W_{\text{Tornillos e Implenetos}}$	Masa de los Tornillos e Implementos en Kg
$W_{\text{Acrílico y materiales extra}}$	Masa del Acrílico y Materiales Extra en Kg
d	Distancia del Eslabón

**Elaborado por:** Autor

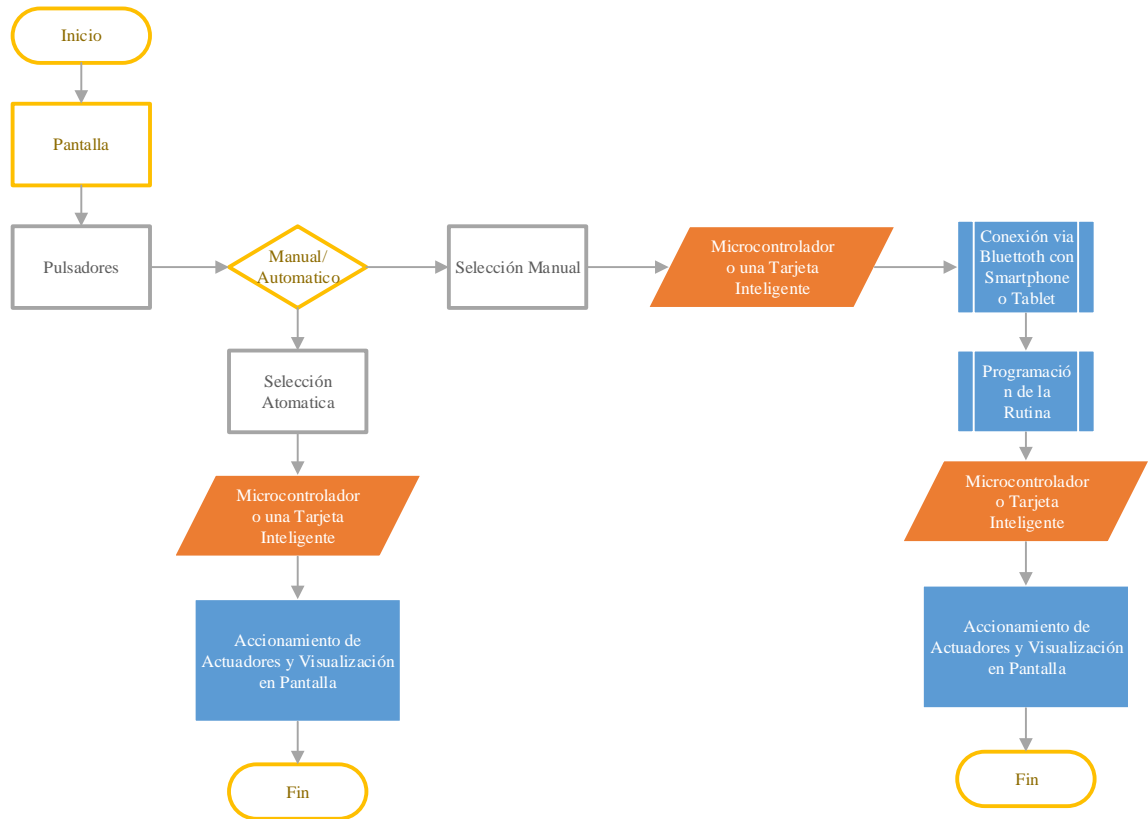
$$T = (W_{\text{mano}} + W_{\text{Tornillos e Implenetos}} + W_{\text{Acrílico y materiales extra}}) \times \frac{d}{2} \quad \text{Ec (6)}$$

$$T = (0.455 + 0.00076 + 0.480)\text{Kg} \times \frac{20}{2} \text{cm}$$

$$T = 5.255 \text{ Kg} \times \text{cm}$$

### 4.4.3 Análisis de Requerimientos de Operación de la Prótesis

Se detalla en la siguiente ilustración los requerimientos técnicos que debe cumplir.



**Fig. 4.30.-** Esquema de Análisis de Requerimientos Técnicos de la Prótesis

**Elaborado por:** Autor

- Se detalla como primer punto el uso de un HMI que muestre el funcionamiento del dispositivo de manera fácil y amigable.
- El uso de pulsadores para la elección de dos alternativas tanto manual como automática
- Tanto en la selección manual como automática se realiza el uso de un controlador o de una tarjeta programable que realice la función de adquisición de datos, control y comunicación de los diferentes dispositivos y actuadores
- Se necesita un módulo bluetooth para la conexión inalámbrica
- Se requiere el desarrollo de un programa que permita el control de la prótesis
- Finalmente, el uso de actuadores permite la ejecución de movimientos de la prótesis

#### 4.4.4 Selección de componentes del prototipo

##### Selección de la Pantalla

La demostración correcta de una aplicación se la puede visualizar en una pantalla; dependiendo la aplicación se escoge el tamaño, el consumo de corriente, la comunicación, alimentación y el número de pines que permiten su funcionamiento entre las características más relevantes, como se puede ver en la Tabla 4.11.

**Tabla 4.11.-** Comparación de Características Técnicas de Pantallas OLED

Características Técnicas	Tipos de Pantallas		
	Pantalla OLED 0.98	Pantalla OLED 0.96	Pantalla LCD 128644A
Driver Interno	SH1106	SSD1306	ST7920
Comunicación	SPI	SPI-I2C	SPI
Alimentación	3 – 5 V DC	3.3 – 5 V DC	4.5 – 5.5 V DC
Consumo de Corriente	80 mA	20 mA	360 mA
Tamaño Pulgadas	1.3´	1.3´	1.5´
Número de Pines	4	4	8

**Elaborado por:** Autor

La mejor alternativa fue la segunda opción, por su bajo consumo de amperaje y su tamaño, además de su compatibilidad con microcontroladores y tarjetas programables. En el **Anexo G** se encuentra la lista detallada de características.

##### Selección del Dispositivo de Medida Inercial (MPU)

La demostración del funcionamiento del ángulo del actuador, se lo puede realizar mediante la programación de un dispositivo de medida inercial o MPU. En el mercado se encuentran diversos MPU pero entre las características que más influyen en su funcionamiento son: los bits de resolución, la interfaz que utiliza, su forma de comunicación, la alimentación y el consumo de corriente.

Un dato relevante que influye en el proyecto es la conexión física del MPU con el microcontrolador o tarjeta programable; en la Tabla 4.12 se puede apreciar tres dispositivos con sus características.

**Tabla 4.12.-** Comparación de Características Físicas y Técnicas para Elección del MPU

Características Técnicas	Tipos de MPU		
	ADLX345	MMA7361	MPU6050
Interfaz	Digital	Analógico	Digital
Comunicación	SPI-I2C	---	I2C
Alimentación	2 – 3.6 V DC	2.2 – 3.6 V DC	3.3 – 5 V DC
Consumo de Corriente	450 uA	400 uA	100 mA
Bits de Resolución	16	---	16
Número de Pines	10	9	5

**Elaborado por:** Autor

La elección se basó en su interfaz digital y el número de pines físicos de conexión. El MPU6050 como se muestra su información en el **Anexo H** cuenta con características especiales que permiten su calibración vía programación a través de filtros digitales y aunque su consumo de amperaje es alto proporciona la información necesaria por sus 16 bits de resolución.

### **Selección del Módulo Bluetooth**

Una parte importante de la propuesta en la comunicación inalámbrica la cual permite el control de la prótesis en una interfaz de celular. En la Tabla 4.13 se aprecian las características principales de los módulos bluetooth como son su modo de trabajo, comunicación, la versión con la que trabaja, la alimentación y consumo de corriente.

**Tabla 4.13.-** Comparación de Características Técnicas de Módulos Bluetooth

Características Técnicas	Tipos de Módulos Bluetooth		
	HC – 05	HC – 06	HC – 09
Modo de Trabajo	Maestro/Esclavo	Esclavo	Maestro/Esclavo
Comunicación	UART	UART	UART
Alimentación	3.6 – 6 V DC	3.6 – 6 V DC	3.3 V DC
Consumo de Corriente	50 mA	30 – 40 mA	30 – 50 mA
Versión Bluetooth	2.0	2.0	4.0
Número de Pines	5	4	5

**Elaborado por:** Autor

La elección del módulo bluetooth se basó en la necesidad de comunicación maestro/esclavo y su voltaje de alimentación de un máximo de 6 V DC. Siendo los

dispositivos HC – 05 o HC – 06 la elección idónea y su información detallada se encuentra disponible en el **Anexo I**.

### Selección de los Actuadores Rotatorios

En el análisis matemático realizado anteriormente para el primer actuador rotatorio se determinó un torque:  $T = 4.10 \text{ Kg} \times \text{cm}$ .

En caso de cambio de material, el torque sería mayor por lo que se ha optado por un torque  $5 \text{ Kg} \times \text{cm}$  por lo que en la Tabla 4.14 se realiza una comparación de los servomotores encontrados con estas características.

**Tabla 4.14.-** Comparación de Características Técnicas de Servomotores con Torque  $5 \text{Kg} \times \text{cm}$

Características Técnicas	Servomotores		
	HS-635	MG995	MG996
Modo de Trabajo	Señal PWM	Señal PWM	Señal PWM
Torque	4.97 Kg x cm	10 Kg x cm	10 Kg x cm
Alimentación	4.8 – 6 V DC	4 – 7.2 V DC	4 – 7.2 V DC
Peso	49.9 g	55 g	55 g
Material	Karbonite	Metal	Metal
Velocidad	0.18 sec/60°	0.2 sec/60°	0.17 sec/60°

**Elaborado por:** Autor

El material del que están contruidos difieren por ser en el primer caso de metal y en el otro de Karbonite, sin embargo, esto no afecta en su funcionamiento al ser dispositivos probados para realizar un torque específico. El torque necesario es un mínimo de  $5 \text{ Kg} \times \text{cm}$  cumpliendo así los tres tipos de servomotores con las especificaciones requeridas. Se optó por probar en el prototipo, los dos servomotores tanto la primera, como la tercera opción; no se tomó en cuenta la segunda opción del servomotor MG995 al contener fallos en su composición interna que resultaba en un ángulo erróneo de giro. En el **Anexo J** se encuentra la hoja de especificaciones técnicas del actuador rotario utilizado. Para el caso del segundo actuador rotatorio se determinó un toque:  $T = 5.255 \text{ Kg} \times \text{cm}$ . En caso de cambio de material el torque sería mayor por lo que se ha optado por un torque  $6 \text{ Kg} \times \text{cm}$ ; con este dato se ha realizado una comparación de los actuadores que cumplen con estas especificaciones en la Tabla 4.15

**Tabla 4.15.-** Comparación de Características Técnicas de Servomotores con Torque 6Kg x cm

Características Técnicas	Servomotores		
	HS-755HB	MG995	MG996
Modo de Trabajo	Señal PWM	Señal PWM	Señal PWM
Torque	11 Kg x cm	10 Kg x cm	10 Kg x cm
Alimentación	4.8 – 6 V DC	4 – 7.2 V DC	4 – 7.2 V DC
Peso	110 g	55 g	55 g
Material	Karbonite	Metal	Metal
Velocidad	0.28 sec/60°	0.2 sec/60°	0.17 sec/60°

**Elaborado por:** Autor

Se seleccionó la primera opción al tener un torque necesario de funcionamiento además de trabajar de mejor manera que las demás opciones. El ángulo resultante del Hs-755HB es preciso y la variación de ángulo al realizar las pruebas es mínimo. Sin embargo, un factor importante es el peso 110 gr el cual influye en el primer actuador. La información del actuador está disponible en el **Anexo K**.

### **Selección del Controlador o una Tarjeta Programable**

El uso de un controlador o una tarjeta programable, permite el desarrollo de varias aplicaciones necesarias para el control de la prótesis. Una de las funciones esenciales es la de contar con tres puertos de comunicación serial para la comunicación de los dispositivos que se utilizaran en la prótesis. En la Tabla 4.16 se encuentra una comparación de las características más relevantes de dispositivos que pueden ser utilizados para el control del prototipo.

**Tabla 4.16.-** Comparación de Características Técnicas de Controlador y Tarjetas Programables

Características Técnicas	Comparación entre Controlador y Tarjetas Programables		
	PIC 18F4550	ATmega328P	ARDUINO MEGA EMBED
Fabricante	Microchip	Mircrochip	Robotdym
Puertos Serie	1	1	4
Alimentación	4.2–5.5 VDC	7–12 V DC	7-9 V DC
Velocidad del CPU	8 MHz	16 MHz	16 MHz
Entradas/Salidas Análogas	2	2	16
Puertos PWM	1	6	15
Memoria EEPROM [Kb]	0.256	1	4
Memoria RAM [Kb]	2	2	8
Memoria de Programa [Kb]	32	32	256

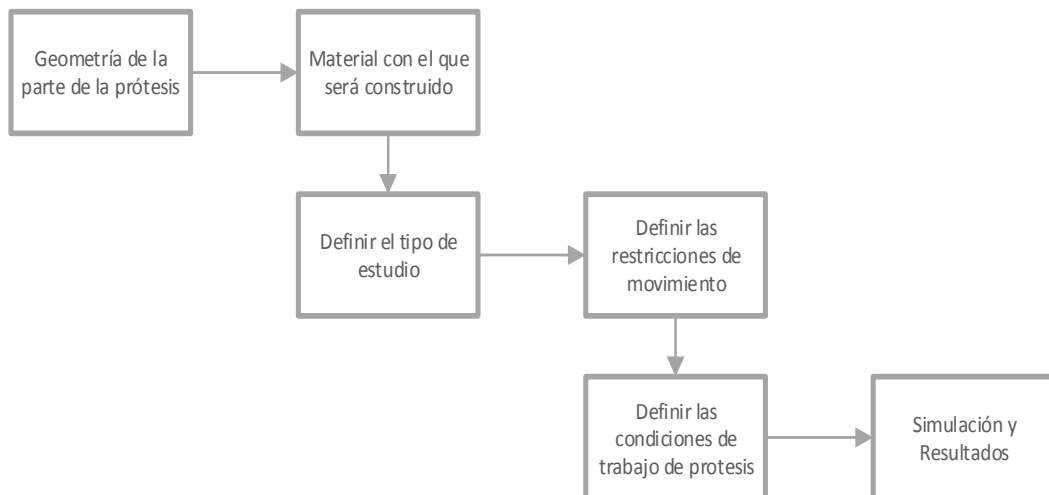
**Elaborado por:** Autor

Arduino Mega EMBED cuenta con las características necesarias para el correcto funcionamiento del prototipo; cuenta con tres puertos de comunicación serial necesarios para la comunicación de los dispositivos, además de, contar con una memoria EEPROM necesaria al constatar que las librerías de los diferentes dispositivos ocupan un promedio de 2Kb y por último cuenta con los puertos PWM suficientes para la conexión con los actuadores. Para más detalles se encuentra disponible sus especificaciones del fabricante en el **Anexo L**.

## 4.5 Segunda Etapa (Construcción y Pruebas)

### 4.5.1 Simulación de los elementos del prototipo

Las partes que componen al prototipo deben seguir las recomendaciones expuestas en la Fig. 4.31 para obtener una simulación exitosa.



**Fig. 4.31.-** Diagrama de Recomendaciones para una Exitosa Simulación

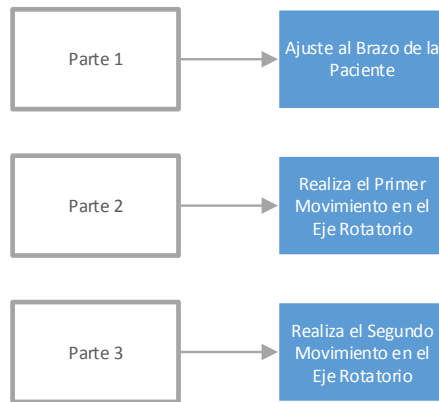
**Elaborado por:** Autor

- ✓ En la geometría se establece como: donde se requiere aplicar el estudio en la pieza o en el ensamble.
- ✓ Se debe definir un material para aplicar la simulación.
- ✓ El tipo se estudió, las restricciones y las condiciones de trabajo se aplican al momento de realizar la simulación y así obtener los resultados.

El número de partes necesarias para la construcción del prototipo se ha establecido en 3 que se muestran en la Fig. 4.32.

La parte uno se ajusta al brazo del usuario de una manera cómoda y sencilla, la parte dos debe realizar el primer movimiento en el primer eje rotatorio y finalmente la parte

3 debe realizar el segundo movimiento en el segundo eje rotatorio como se explicó en el análisis matemático.



**Fig. 4.32.-** Diagrama de Partes Necesarias en el Prototipo con su Función

**Elaborado por:** Autor

En la Tabla 4.17 se muestran el análisis previo hecho en base a las partes necesarias expuestas en la Fig. 4.32 para una exitosa simulación.

**Tabla 4.17.-** Recomendaciones para una Exitosa Simulación

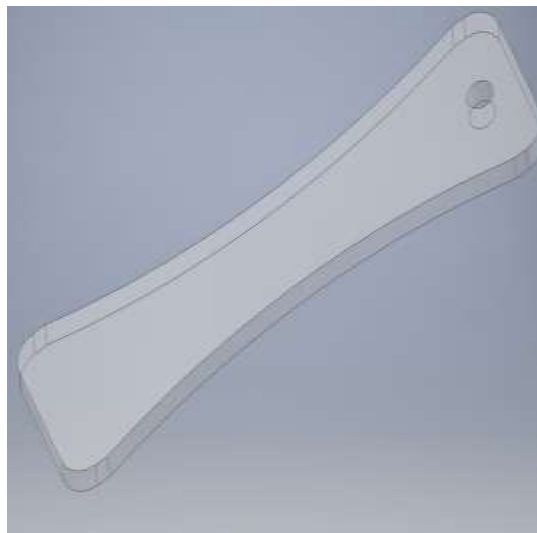
<b>Recomendaciones de Simulación</b>	<b>Parte 1 de la Prótesis</b>	<b>Parte 2 de la Prótesis</b>	<b>Parte 3 de la Prótesis</b>
<b>Geometría</b>	El estudio se realiza en la pieza mas no en el ensamble.	El estudio se realiza en la pieza mas no en el ensamble.	El estudio se realiza en la pieza mas no en el ensamble.
<b>Material</b>	Acrílico.	Acrílico o Aluminio.	Acrílico o Aluminio.
<b>Estudio</b>	Cálculo de Esfuerzos.	Cálculo de Esfuerzos.	Cálculo de Esfuerzos.
<b>Restricciones</b>	Pieza estática no realiza ningún movimiento.	Aplicar análisis mientras se encuentra estática.	Aplicar análisis mientras se encuentra estática.
<b>Condiciones de trabajo</b>	Fuerzas aplicadas por los actuadores.	Fuerzas aplicadas por los actuadores.	Fuerzas aplicadas por los actuadores.
<b>Resultados</b>	Informe generado por el software	Informe generado por el software	Informe generado por el software

**Elaborado por:** Autor



### Análisis de la parte 1

- La función que cumple es el soporte de los componentes de la prótesis en el brazo de la paciente.
- El material de la parte 1 es liviano para no generar problemas adicionales a la patología a rehabilitar.
- El tamaño se estima por la medición entre el codo y la muñeca.
- Los análisis se realizan en la pieza por medio de un estudio de las fuerzas que son aplicadas en la parte 1
- En la Fig. 4.33 se aprecia la simulación realizada en base a los parámetros expuestos en Tabla 4.17.

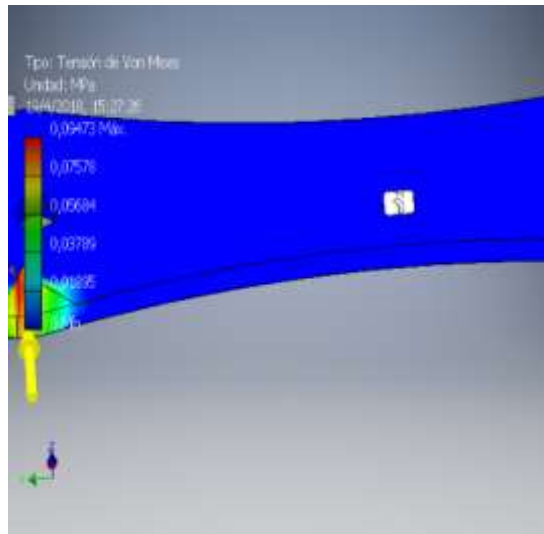


**Fig. 4.33.-** Parte 1 Simulada en Inventor

**Elaborado por:** Autor

Como resultado de la simulación se obtiene una tabla (**Anexo M**) entre los datos más relevantes tenemos:

1. Un factor de seguridad de **15su** siendo positivo al tener un factor de seguridad mayor a 1.
2. Una deformación equivalente máxima de **0.000319125su** que se interpreta como una deformación mínima.
3. Una tensión de Von Mises máxima **0.094726MPa**.



**Fig. 4.34.-** Análisis de Esfuerzos de la Parte 1 en Inventor

**Elaborado por:** Autor

### **Análisis de la parte 2**

- La función que cumple es la del soporte de los actuadores
- El material utilizado es el mismo de la parte 1, siendo incluso más liviano por la dimensión de la parte.
- El tamaño estimado es tomado por la medición de las dimensiones de la mano expuestas anteriormente.
- El análisis se lo realiza a la fuerza aplicada en caso de un ángulo máximo en la parte 3.

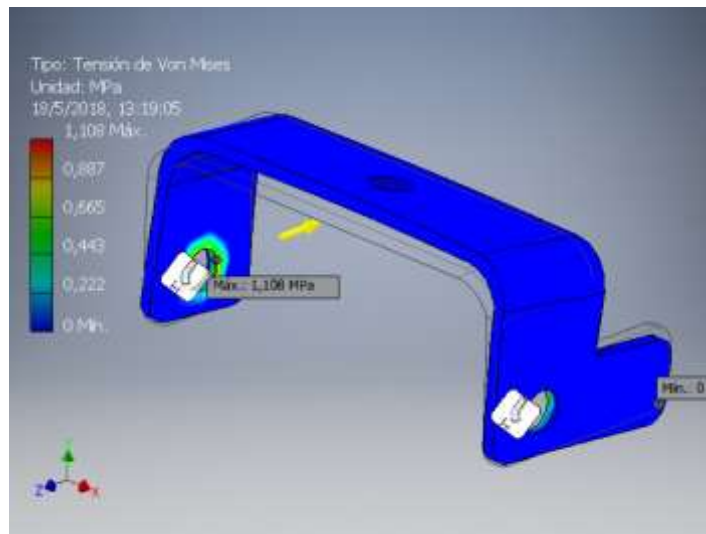


**Fig. 4.35.-** Parte 2 Simulada en Inventor

**Elaborado por:** Autor

Como resultado de la simulación se obtiene una tabla (**Anexo N**) entre los datos más relevantes tenemos:

1. Un factor de seguridad de **15su**<sup>10</sup> siendo positivo al tener un factor de seguridad mayor a 1.
2. Una deformación equivalente máxima de **0.0003663su** que se interpreta como una deformación mínima.
3. Una **Tensión de Von Mises**<sup>11</sup> máxima **1.108 MPa**<sup>12</sup>.



**Fig. 4.36.-** Análisis de Esfuerzos de la Parte 2 en Inventor

**Elaborado por:**Autor

### **Análisis de la Parte 3**

- Su función es la de soporte de las fuerzas tanto del actuador como de la mano
- El material utilizado es acrílico al igual que en las partes analizadas
- El tamaño estimado es tomado por la medición de las dimensiones de la mano expuestas anteriormente.
- El análisis se lo realiza a la fuerza aplicada en el centro de la pieza.

<sup>10</sup> Evaluación de seguridad del diseño sobre la base de un criterio de fallo [52].

<sup>11</sup> “La teoría expone que un material dúctil comienza a ceder en una ubicación cuando la tensión de von Mises es igual al límite de tensión” [53]

<sup>12</sup> Mega Pascales

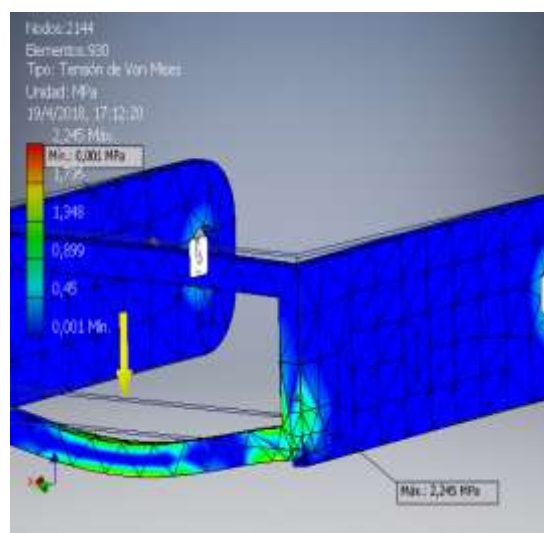


**Fig. 4.37.-** Parte 3 Simulada en Inventor

**Elaborado por:** Autor

Como resultado de la simulación se obtiene una tabla (**Anexo O**) entre los datos más relevantes tenemos:

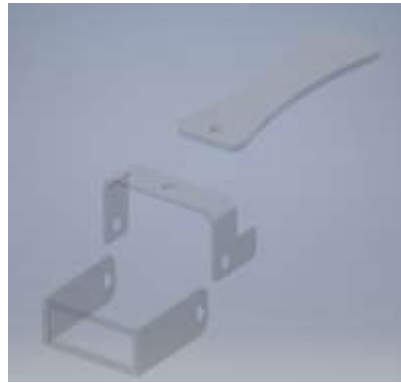
1. Un factor de seguridad de **15su** siendo positivo al tener un factor de seguridad mayor a 1.
2. Una deformación equivalente máxima de **0.0007454su** que se interpreta como una deformación mínima.
3. Una tensión de Von Mises máxima **2.245MPa**.



**Fig. 4.38.-** Análisis de Esfuerzos de la Parte 3 en Inventor

**Elaborado por:** Autor

## Ensamblaje 1 de las Piezas



**Fig. 4.39.-** Partes del Prototipo Simulado en Inventor

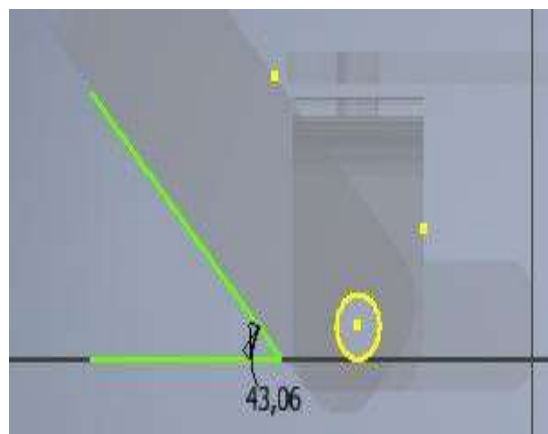
**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.40.-** Primer Ensamble del Prototipo Realizado en Inventor

**Elaborado por:** Autor

## Análisis de Problemas en el Ensamble 1



**Fig. 4.41.-** Problemas del Primer Ensamble

**Elaborado por:** Autor

El ángulo máximo es 43.06 y el necesario para realizar las pruebas es 70. Es necesario el cambio de la parte 3

### **Análisis de la parte 3.1**

Rediseño de la parte 3 con el ajuste de ángulo máximo para realizar pruebas.

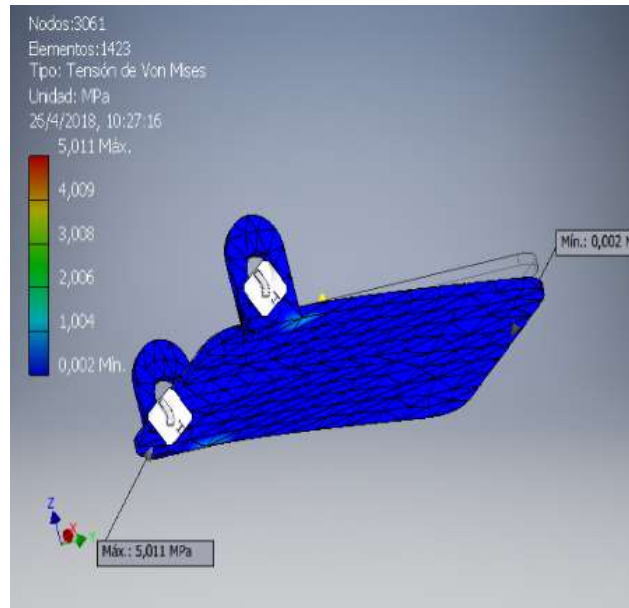


**Fig. 4.42.**- Parte 3 Modificada Simulada en Inventor

**Elaborado por:** Autor

Como resultado de la simulación se obtiene una tabla (**Anexo P**) entre los datos más relevantes tenemos:

1. Un factor de seguridad de **13.85su** siendo positivo al tener un factor de seguridad mayor a 1.
2. Una deformación equivalente máxima de **0.00165583su** que se interpreta como una deformación mínima.
3. Una tensión de Von Mises máxima **5.011MPa**.



**Fig. 4.43.- Análisis de Esfuerzos de la Parte 3 Modificada en Inventor**

**Elaborado por:** Autor

### **Ensamblaje 1.1 de Piezas con Corrección**



**Fig. 4.44.- Partes del Prototipo Simuladas Incluida Parte Modificada**

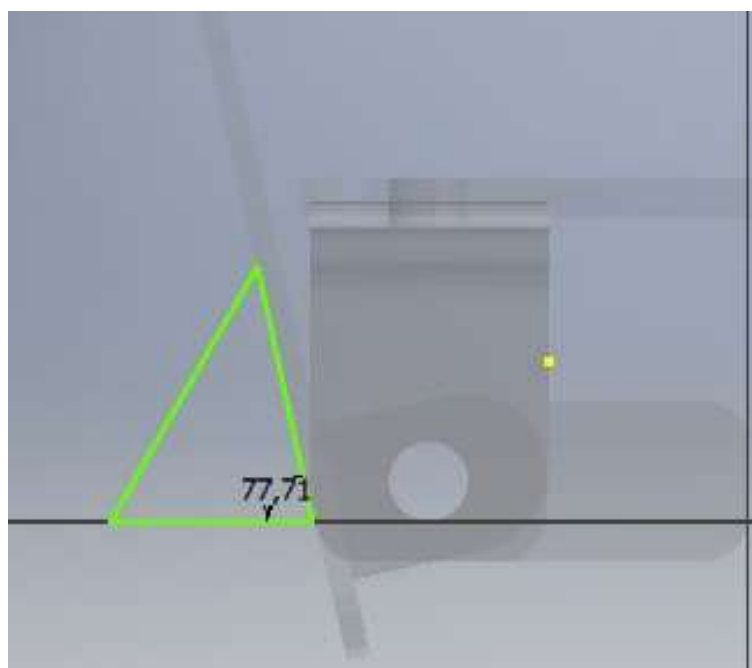
**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.45.-** Ensamble 2 del Prototipo

**Elaborado por:** Autor

### **Problemas en el Ensamble 2**



**Fig. 4.46.-** Resultados del Ensamble 2

**Elaborado por:** Autor

Como resultado del nuevo ensamble se obtiene el ángulo necesario para realizar las pruebas y se procede a su construcción.



## 4.5.2 Construcción del Prototipo

### Construcción de las Piezas

Se desarrollaron planos de cada una de las piezas para su construcción en este caso de acrílico que fue el material con el que se realizaron las pruebas. El desarrollo de los planos en el software inventor permite incluso hasta la impresión en impresoras 3D. Se construyeron 4 piezas las cuales sirvieron en un principio para realizar las diferentes pruebas con los diferentes dispositivos y la mano de la paciente.



**Fig. 4.47.-** Parte 1 Construida en Acrílico

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.48.-** Parte 2 Construida en Acrílico

**Elaborado por:** Autor

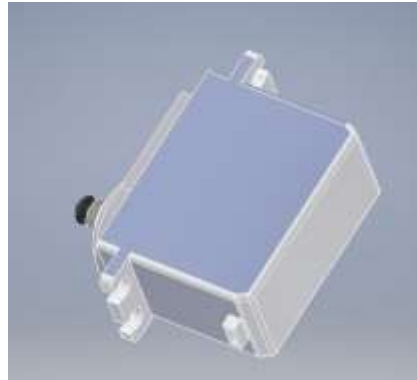


**Fig. 4.49.-** Parte 3 Construida en Acrílico

**Elaborado por:** Autor

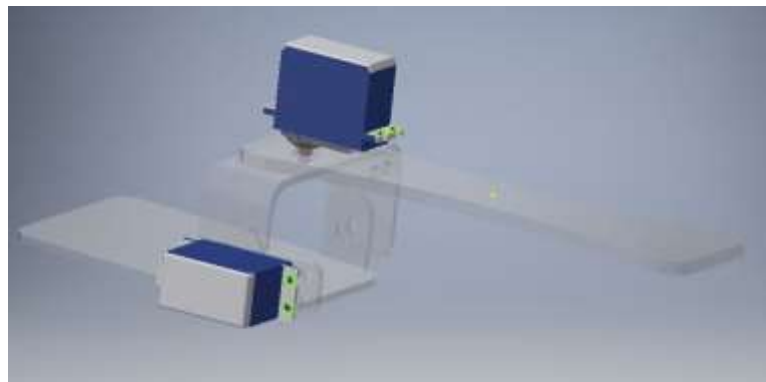
## **Adaptación de los Actuadores**

Para que puedan encajar los actuadores en la prótesis, se debe realizar una simulación previa en este caso de un modelo de servomotor que será utilizado.



**Fig. 4.50.-** Servomotor Simulado en Inventor

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.51.-** Prototipo Simulado con Adaptación de Servomotores

**Elaborado por:** Autor

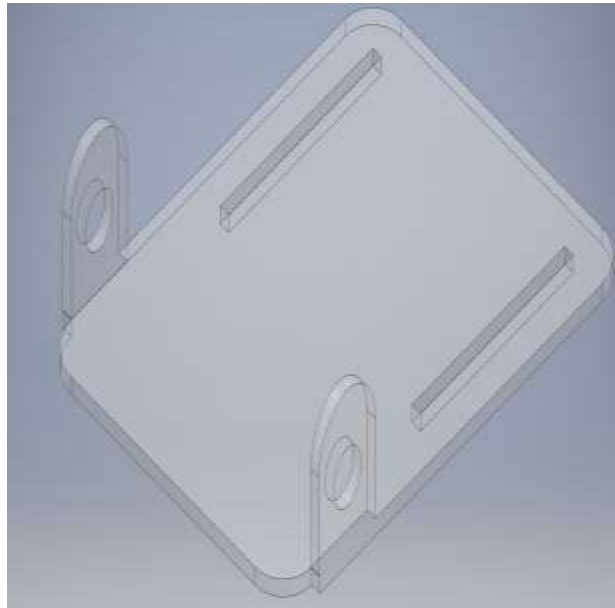
Al tener los componentes necesarios se realiza las modificaciones para la adaptación de los servomotores a la prótesis y se procede a su construcción.

Se puede observar cómo se adaptan los actuadores en el prototipo, para lo cual se realizó perforaciones para ajustar tanto el servomotor a la parte 2 como el eje de movimiento a la parte 3. De igual manera se observa el ajuste del servomotor a la parte 1 como el eje de movimiento a la parte 2, obteniendo así los movimientos requeridos para el desarrollo de la propuesta.

## Problemas Encontrados en la Construcción

### Problema 1

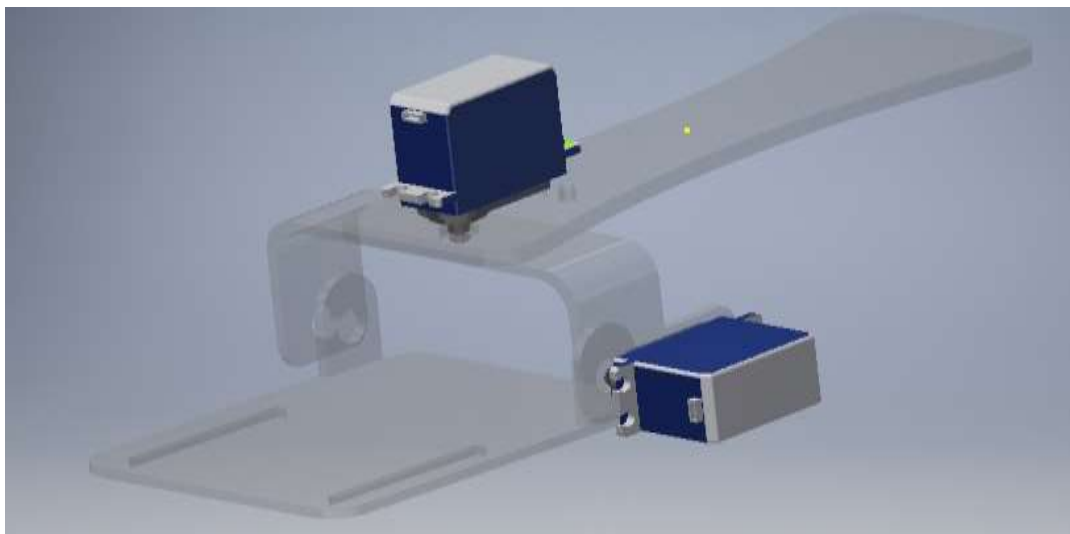
Se puede notar el problema del ajuste de la mano a la prótesis, para lo cual se optó por la modificación de la parte 3.1 (Fig. 4.42), a continuación, en la Fig. 4.52 se observa las modificaciones realizadas.



**Fig. 4.52.-** Segunda Modificación en la Parte 3

**Elaborado por:** Autor

Obteniendo un ensamble final



**Fig. 4.53.-** Simulación de Ensamble para Construcción del Prototipo

**Elaborado por:** Autor

## Problema 2

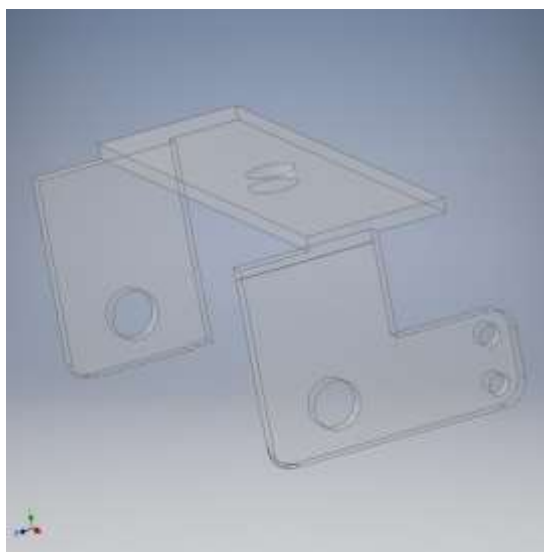
El ancho de la mano de la paciente es aproximadamente 2 cm reduciendo el ángulo necesario para la rehabilitación.



**Fig. 4.54.-** Problemas en Construcción de la Parte 3 del prototipo

**Elaborado por:** Autor

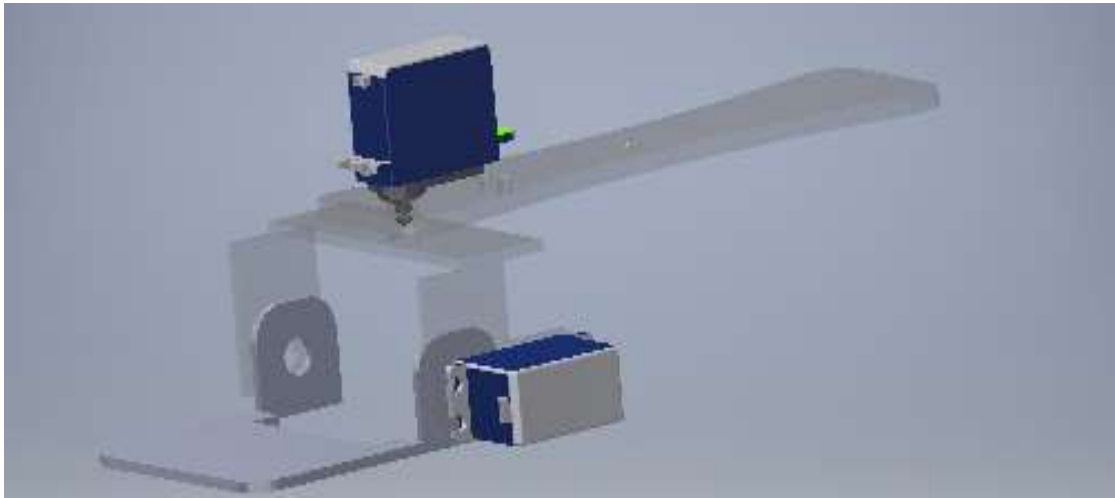
Se optó por la modificación de la parte dos de tal manera que no influya en el ángulo necesario para su rehabilitación. En el **Anexo Q** se puede observar a más detalle los análisis realizados al cambio en parte 2 que se muestra en la Fig. 4.55



**Fig. 4.55.-** Modificación de la Parte 2 del Prototipo Simulada

**Elaborado por:** Autor

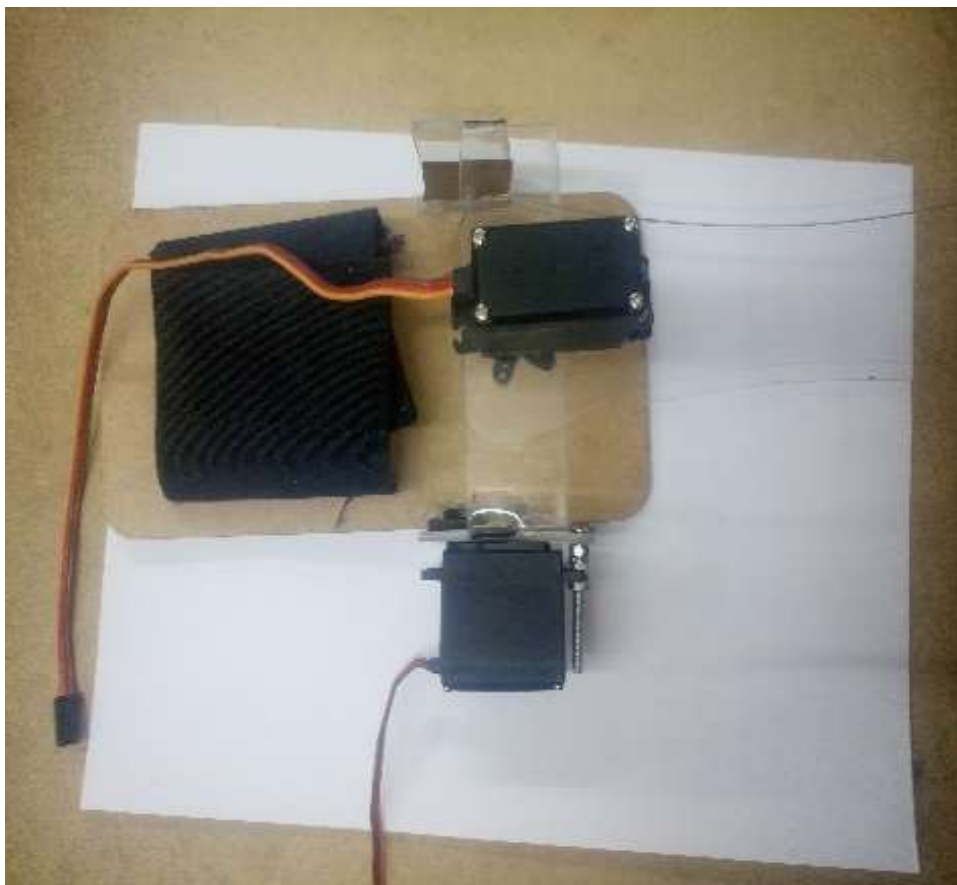
Obteniendo el siguiente ensamble:



**Fig. 4.56.-** Ensamble para Construcción del Prototipo con Modificaciones

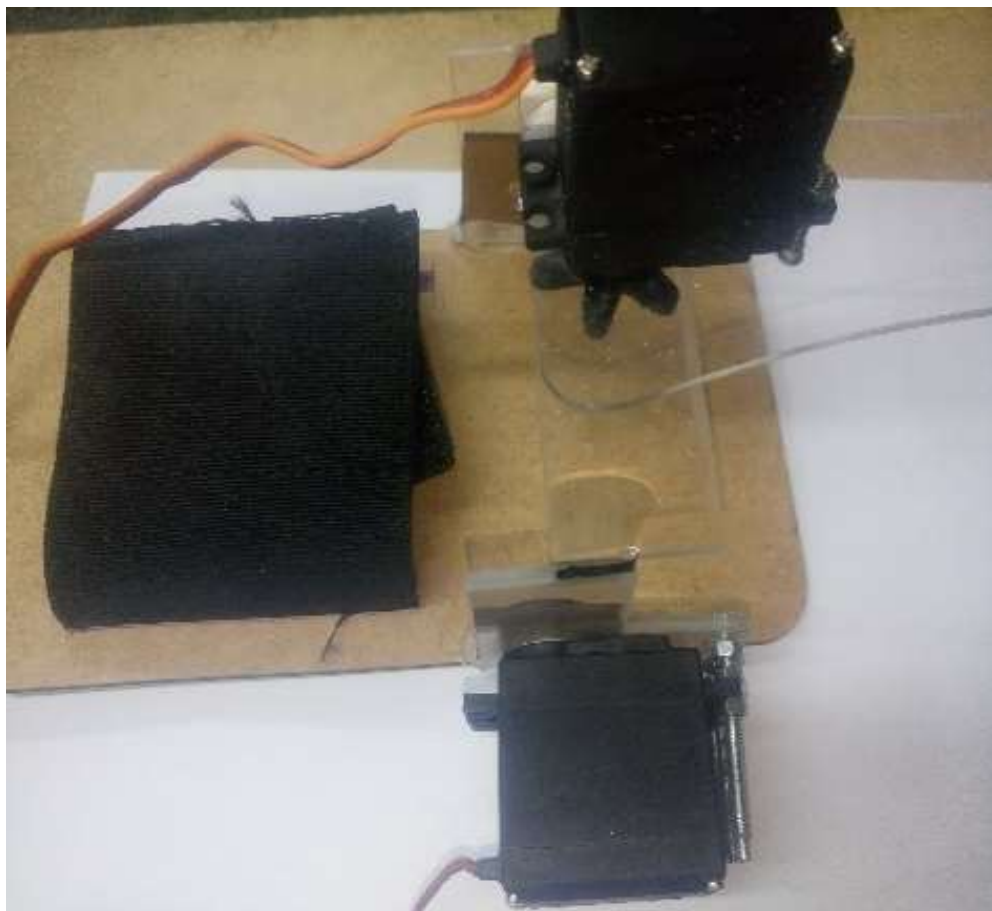
**Elaborado por:** Autor

### **Resultados de construcción del primer prototipo**



**Fig. 4.57.-** Prototipo Construido 1

**Elaborado por:** Autor



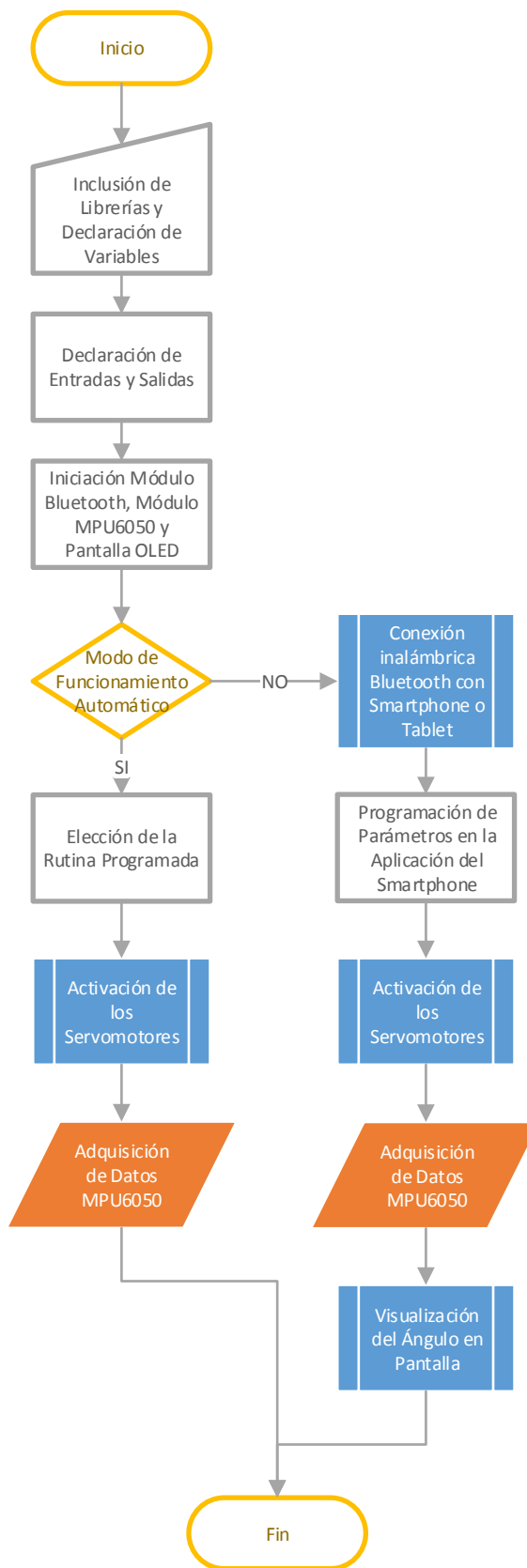
**Fig. 4.58.-** Prototipo Construido 2

**Elaborado por:** Autor

### **4.5.3 Pruebas de Funcionamiento y Corrección de Errores**

#### **Algoritmo de Funcionamiento del Prototipo**

Una vez realizadas las pruebas necesarias con la paciente en el centro de fisioterapia “San Nicolás” se procedió al desarrollo del algoritmo, que permite el funcionamiento de todos los componentes del prototipo. En base al algoritmo de la Fig. 4.59 se llevó a cabo la programación.

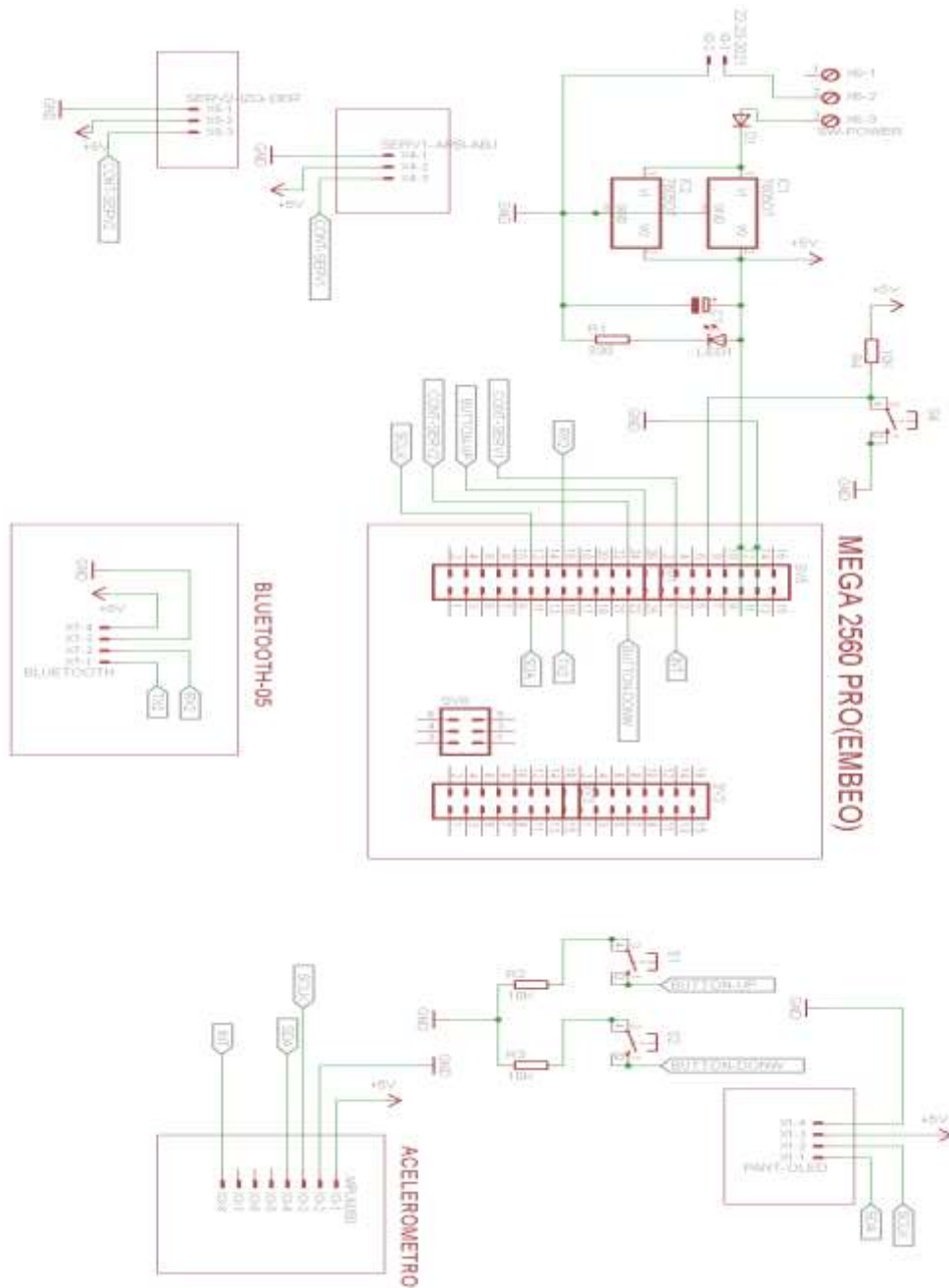


**Fig. 4.59.-** Algoritmo Utilizado en la Programación del Prototipo

**Elaborado por:** Autor

## Circuito Electrónico del Prototipo

El circuito electrónico diseñado para el funcionamiento del prototipo, está realizado a partir de las diferentes pruebas y errores obtenidos a lo largo de la investigación. En la Fig. 4.60 se observa la tarjeta programable Arduino mega EMBED, el módulo MPU (Acelerómetro), el dispositivo bluetooth, pulsadores, resistencias capacitores y transistores que forman el sistema de conexión del prototipo.



**Fig. 4.60.-** Esquema de Conexiones del Prototipo

**Elaborado por:** Autor



La conexión del acelerómetro con el Arduino MEGA EMBED se realiza mediante comunicación I2C conectando los pines SCLK y SDA, también utilizando la interrupción del MPU.

Para la conexión de la pantalla OLED y Arduino MEGA EMBED de igual manera se utiliza la comunicación I2C utilizando los pines SCLK y SDA.

En la conexión del módulo bluetooth se utilizó comunicación UART, se ocupó los pines TX y RX del Arduino MEGA EMBED.

Finalmente, para la conexión de los actuadores se utilizó los dos puertos PWM del Arduino MEGA EMBED, uno para cada actuador.

### **Control de Actuadores con MPU**

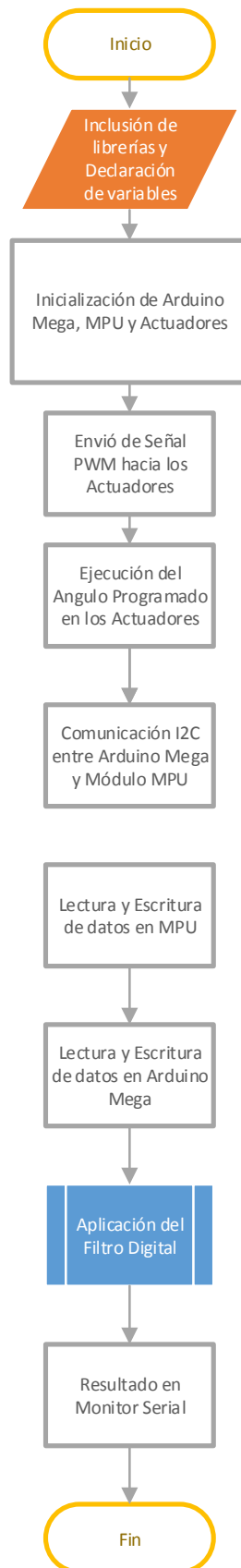
Los actuadores utilizados funcionan por medio de un sistema de control de lazo cerrado. Por medio de programación se tiene acceso al controlador interno para la ejecución del ángulo requerido. Se hace uso de las librerías proporcionadas en el entorno de programación utilizado para obtener un ángulo previamente programado.

El uso de la MPU está enfocado en la verificación del ángulo obtenido en el actuador. Los datos generados en el medidor de unidad inercial, expuestos en el ejemplo del **Anexo A** son dados por el resultado de la derivada de la posición. En primer lugar, se debe linealizar los datos mediante programación, esto se realiza por medio de las librerías de ayuda que nos proporciona el fabricante y están disponibles.

Con la utilización de filtros complementarios se obtiene un mejor resultado de los ángulos de posición dependiendo de la utilización o bien para el acelerómetro o bien para el giroscopio donde puede ser pasa-alto o pasa-bajo.

Los ángulos se obtienen en radianes y para su visualización se realiza una conversión expuesta en el **Anexo S** que detalla un programa para obtener ángulos mediante conversión y utilización de filtros. También se puede utilizar librerías ya diseñadas para la MPU a utilizar, en ese caso los datos se encuentran linealizados, pero es necesaria una conversión de los datos y la utilización de filtros para la obtención de un dato confiable.

El programa con el que se realizó las pruebas de funcionamiento se detalla en el **Anexo T** donde se utiliza el siguiente algoritmo para el desarrollo.



**Fig. 4.61.-** Algoritmo de Control de Servomotores con el Funcionamiento del MPU6050

**Elaborado por:** Autor

## Pruebas de Funcionamiento MPU y Actuadores

El MPU6050 genera 6 datos, tanto del acelerómetro como del giroscopio. Los datos que se obtienen del acelerómetro deben ser linealizados mediante un filtro digital, de igual manera la información del giroscopio [18].

En la Fig. 4.62 se puede observar los datos linealizados tanto del acelerómetro como del giroscopio con la utilización de filtros digitales.

```
AX = 0 AY = 186 AZ = 113 GX = 109 GY = 110 GZ = 90
AX = 0 AY = 185 AZ = 113 GX = 109 GY = 110 GZ = 90
AX = 0 AY = 186 AZ = 113 GX = 109 GY = 110 GZ = 90
AX = 0 AY = 186 AZ = 113 GX = 109 GY = 110 GZ = 90
AX = 0 AY = 186 AZ = 113 GX = 109 GY = 110 GZ = 90
AX = 1 AY = 186 AZ = 113 GX = 109 GY = 110 GZ = 90
AX = 0 AY = 186 AZ = 113 GX = 109 GY = 110 GZ = 90
AX = 0 AY = 186 AZ = 113 GX = 109 GY = 110 GZ = 90
AX = 0 AY = 185 AZ = 113 GX = 109 GY = 110 GZ = 90
AX = 0 AY = 186 AZ = 113 GX = 109 GY = 110 GZ = 90
AX = 0 AY = 186 AZ = 113 GX = 109 GY = 110 GZ = 90
AX = 0 AY = 185 AZ = 113 GX = 109 GY = 110 GZ = 90
```

**Fig. 4.62.-** Pruebas Realizadas en Acelerómetro y Giroscopio

**Elaborado por:** Autor

Para la investigación realizada se utilizó los datos generados por el acelerómetro de la MPU, al tener filtros fiables programados y probados, sin embargo, se debe realizar las pruebas necesarias al ver que se mostraba errores en ciertos datos de los ejes del acelerómetro como se observa en la Fig. 4.63.

```
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
AX = 5 AY = 182 AZ = 9
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
AX = 5 AY = 182 AZ = 9
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
AX = 5 AY = 182 AZ = 9
AX = 5 AY = 182 AZ = 9
AX = 5 AY = 182 AZ = 9
AX = 5 AY = 182 AZ = 9
AX = 5 AY = 182 AZ = 9
AX = 5 AY = 182 AZ = 9
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
AX = 5 AY = 183 AZ = 9
```

**Fig. 4.63.-** Errores en Datos Obtenidos del Acelerómetro con un ángulo de 0 grados

**Elaborado por:** Autor

El montaje del acelerómetro se optó por realizarlo en forma vertical por lo que se utilizó la componente AX y se realizó la linealización únicamente de esta componente obteniendo un error de  $\pm 2$  grados como se observa en las Fig. 4.64, Fig. 4.65 y Fig. 4.67.

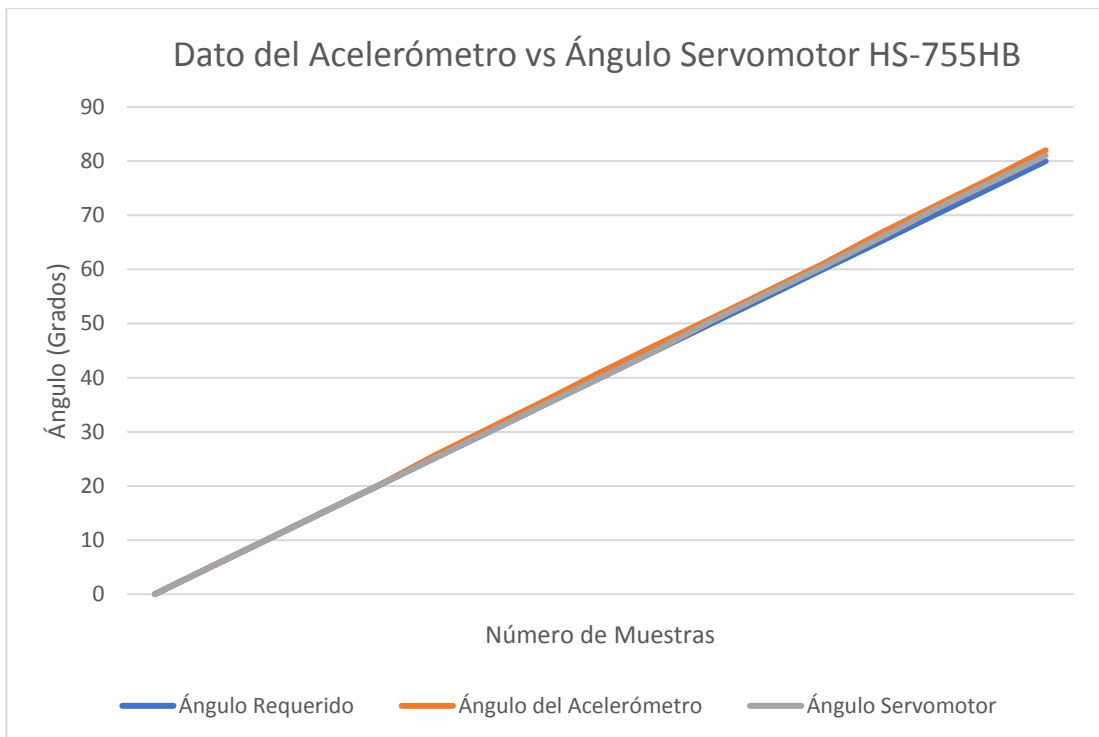
```

AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90
AX = 89 Servomotor = 90

```

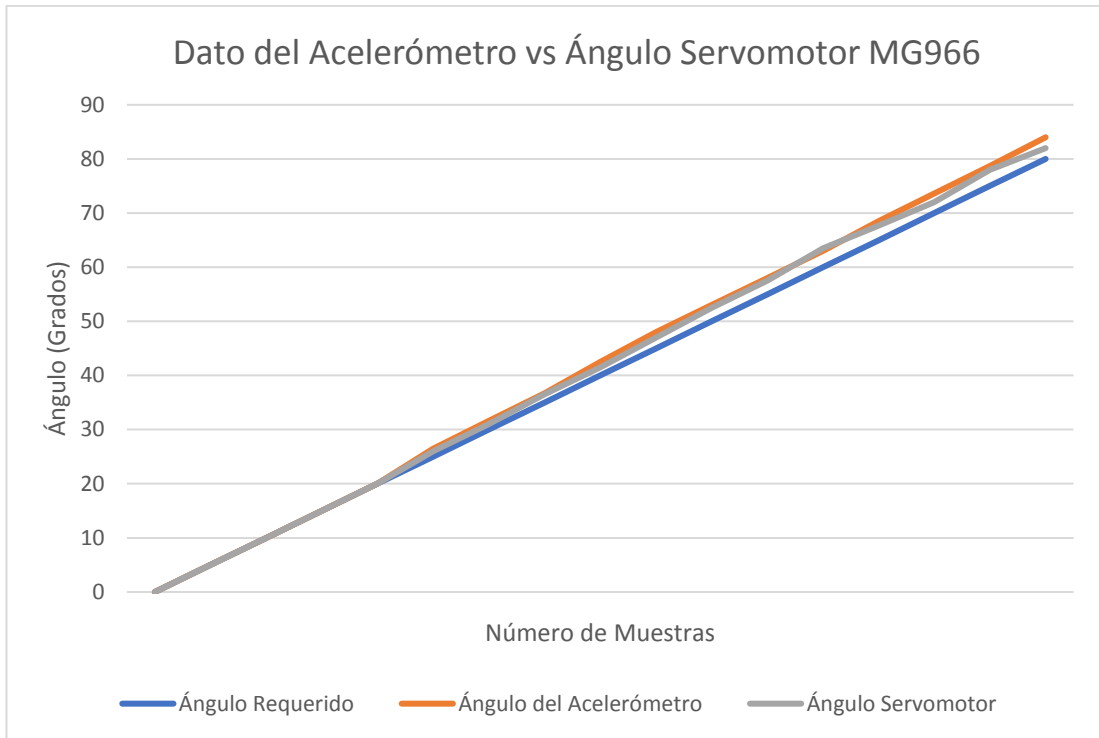
**Fig. 4.64.-** Dato Linealizado Acelerómetro

**Elaborado por:** Autor



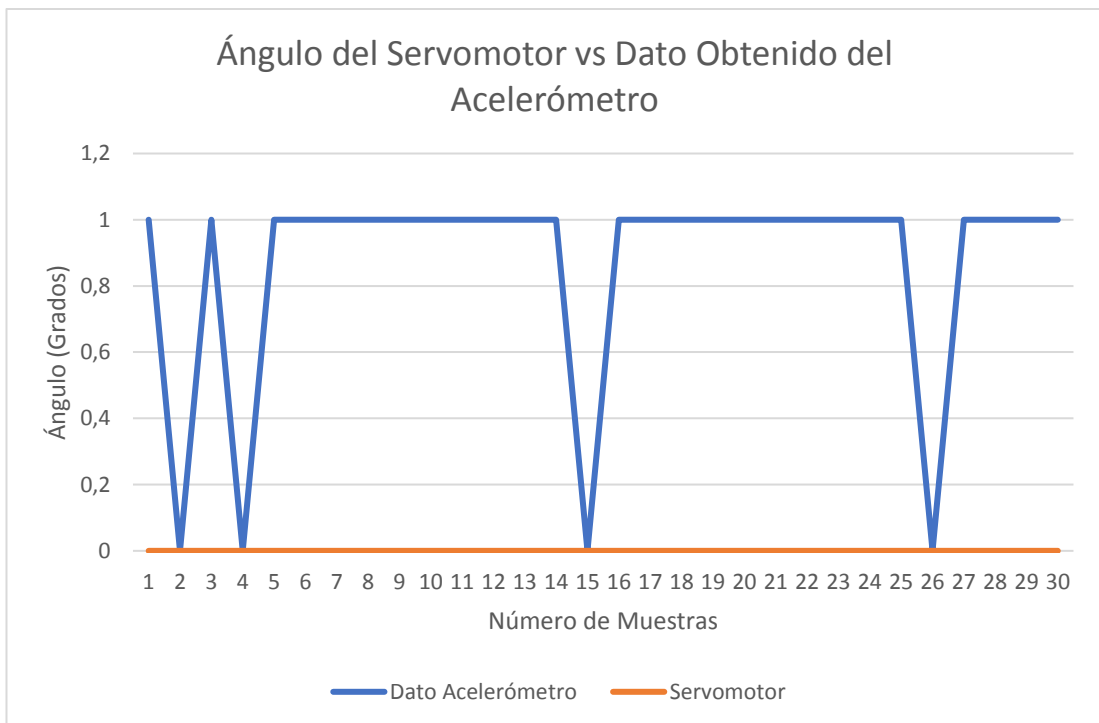
**Fig. 4.65.-** Gráfico del Ángulo del Servomotor HS – 755HB vs Dato obtenido del Acelerómetro hasta 80 grados.

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.66.-** Gráfico del Ángulo del Servomotor MG966 vs Dato obtenido del Acelerómetro hasta 80 grados

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.67.-** Gráfico del Ángulo del Servomotor vs Dato obtenido del Acelerómetro en 0 grados monitor serial.

**Elaborado por:** Autor

Se realizó un registro de eventos para demostrar el funcionamiento del acelerómetro como se aprecia en la Fig. 4.68, en la cual se puede constatar la llegada del ángulo con un error de  $\pm 2$  grados en un ángulo de 90 grados.

Source	Destination	Protocol	Length	Info
controller	host	HCI_EVT	8	Rcvd Number of Completed Packets
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	17	Rcvd "91\r\n"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	17	Rcvd "91\r\n"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	17	Rcvd "91\r\n"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	17	Rcvd "91\r\n"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	16	Rcvd "90\r"
SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	Padtec_02:37:21 (HC-06)	RFCOMM	14	Sent UIH Channel=1 UID
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	15	Rcvd "\n9"
controller	host	HCI_EVT	8	Rcvd Number of Completed Packets
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	16	Rcvd "0\r\n"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	17	Rcvd "90\r\n"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	17	Rcvd "90\r\n"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	17	Rcvd "90\r\n"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	17	Rcvd "89\r\n"
SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	Padtec_02:37:21 (HC-06)	RFCOMM	14	Sent UIH Channel=1 UID
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	17	Rcvd "89\r\n"
controller	host	HCI_EVT	8	Rcvd Number of Completed Packets

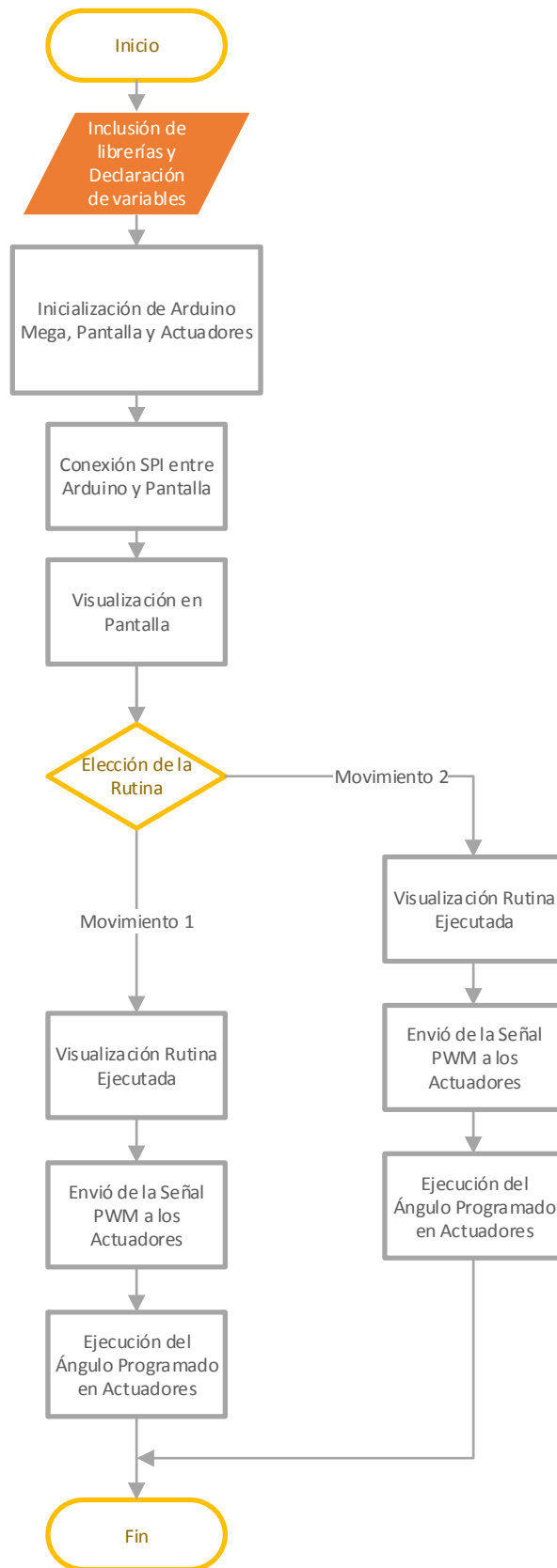
**Fig. 4.68** Registro de Eventos del Funcionamiento del Acelerómetro

Elaborado por: Autor

### Actuadores con Visualización en Pantalla

La pantalla funciona mediante librerías y programación establecida por el fabricante.

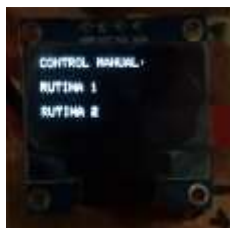
Aquí se realiza las pruebas con rutinas ya establecidas para el funcionamiento de los actuadores y su visualización en la pantalla OLED. A continuación, se muestra el algoritmo utilizado para la programación disponible en el **Anexo U**.



**Fig. 4.69.-** Algoritmo Desarrollado para Control de Servomotores con Visualización en Pantalla OLED

**Elaborado por:** Autor

## Pruebas de Funcionamiento de la pantalla OLED



**Fig. 4.70.-** Funcionamiento de la Pantalla OLED

Elaborado por: Autor

## Pruebas de conexión Bluetooth

En la Fig.- 4.71 se muestra el establecimiento de la conexión bluetooth mediante los protocolos L2CAP<sup>13</sup>, SDP<sup>14</sup> y SPP<sup>15</sup>, además de las direcciones MAC tanto del smartphone como la del módulo bluetooth. Además de tener en la Tabla 4.18 el registro de eventos detallado.

**Tabla 4.18.-** Registro de Eventos al Momento de Establecer la Conexión Bluetooth

Fuente	Destino	Protocolo	Longitud de bits	Información
SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	Padtec_02:37:21 (HC-06)	L2CAP	17	Sent Connection Request (RFCOMM, SCID: 0x004c)
controller	host	HCI_EVT	9	Rcvd Link Key Request
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	L2CAP	21	Rcvd Connection Response - Pending (SCID: 0x004c)
host	controller	HCI_CMD	26	Sent Link Key Request Reply
controller	host	HCI_EVT	13	Rcvd Command Complete (Link Key Request Reply)
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	L2CAP	21	Rcvd Connection Response - Success (SCID: 0x004c, DCID: 0x0045)
SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	Padtec_02:37:21 (HC-06)	L2CAP	21	Sent Configure Request (DCID: 0x0045)
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	L2CAP	19	Rcvd Configure Response - Success (SCID: 0x004c)
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	L2CAP	21	Rcvd Configure Request (DCID: 0x004c)
SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	Padtec_02:37:21 (HC-06)	L2CAP	19	Sent Configure Response - Success (SCID: 0x0045)
SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	Padtec_02:37:21 (HC-06)	RFCOMM	13	Sent SABM Channel=0
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	RFCOMM	13	Rcvd UA Channel=0
SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	Padtec_02:37:21 (HC-06)	RFCOMM	23	Sent UIH Channel=0 -> 1 MPX_CTRL DLC Parameter Negotiation (PN)
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	RFCOMM	23	Rcvd UIH Channel=0 -> 1 MPX_CTRL DLC Parameter Negotiation (PN)

<sup>13</sup> L2CAP: Protocolo de control y adaptación del enlace lógico

<sup>14</sup> SDP: Service Discovery Protocol

<sup>15</sup> Serial Port Profile



```

v Bluetooth
  [Source: SonyMobi_17:0e:a2 (40:40:a7:17:0e:a2)]
  [Destination: Padtec_02:37:21 (00:21:13:02:37:21)]
v Bluetooth HCI H4
  [Direction: Sent (0x00)]
  HCI Packet Type: ACL Data (0x02)
v Bluetooth HCI ACL Packet
  .... 0000 0011 0010 = Connection Handle: 0x032
  ..10 .... .... .... = PB Flag: First Automatically Flushable Packet (2)
  00.. .... .... .... = BC Flag: Point-To-Point (0)
  Data Total Length: 14
  Data
  [Connect in frame: 1959]
  [Disconnect in frame: 40238]
  [Source BD_ADDR: SonyMobi_17:0e:a2 (40:40:a7:17:0e:a2)]
  [Source Device Name: Xperia M5]
  [Source Role: Master (1)]
  [Destination BD_ADDR: Padtec_02:37:21 (00:21:13:02:37:21)]
  [Destination Device Name: HC-06]
  [Destination Role: Slave (2)]
  [Last Role Change in Frame: 1957]
  [Current Mode: Active Mode (0)]
  [Last Mode Change in Frame: 1959]
v Bluetooth L2CAP Protocol
  Length: 10
  CID: L2CAP Signaling Channel (0x0001)
  v Command: Configure Response
    Command Code: Configure Response (0x05)
    Command Identifier: 0x01
    Command Length: 6
    Source CID: Dynamically Allocated Channel (0x0044)
    0000 0000 0000 000. = Reserved: 0x0000
    .... .... .... ...0 = Continuation Flag: False
    Result: Success (0x0000)

```

**Fig.- 4.71.-** Establecimiento de la conexión bluetooth mostrado en un Registro de Eventos

**Elaborado por:** Autor

A continuación (Fig. 4.72), se observa el envío de la rutina programada mediante la aplicación a través del protocolo SPP y de igual manera la recepción en el Smartphone de los datos obtenidos en el acelerómetro. Además de tener el registro de eventos detallados en la Tabla 4.19

**Tabla 4.19.-** Registro de Eventos al Momento de Establecer la Conexión Bluetooth

Fuente	Destino	Protocolo	Longitud de Bits	Información
SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	Padtec_02:37:21 (HC-06)	SPP	28	Sent "A2B1C20D140E500"
controller	host	HCI_EVT	8	Rcvd Number of Completed Packets
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	15	Rcvd "8"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	16	Rcvd "9\r\n"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	14	Rcvd "8"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	16	Rcvd "9\r\n"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	14	Rcvd "8"
Padtec_02:37:21 (HC-06)	SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	SPP	16	Rcvd "8\r\n"
SonyMobi_17:0e:a2 (Xperia M5)	Padtec_02:37:21 (HC-06)	RFCOMM	14	Sent UIH Channel=1 UID

**Elaborado por:** Autor

```

v Bluetooth
  [Source: SonyMobi_17:0e:a2 (40:40:a7:17:0e:a2)]
  [Destination: Padtec_02:37:21 (00:21:13:02:37:21)]
v Bluetooth HCI H4
  [Direction: Sent (0x00)]
  HCI Packet Type: ACL Data (0x02)
v Bluetooth HCI ACL Packet
  ... 0000 0011 0010 = Connection Handle: 0x032
  ..10 .... .... = PB Flag: First Automatically Flushable Packet (2)
  00.. .... .... = BC Flag: Point-To-Point (0)
  Data Total Length: 23
  Data
  [Connect in frame: 241]
  [Disconnect in frame: 1956]
  [Source BD_ADDR: SonyMobi_17:0e:a2 (40:40:a7:17:0e:a2)]
  [Source Device Name: Xperia M5]
  [Source Role: Master (1)]
  [Destination BD_ADDR: Padtec_02:37:21 (00:21:13:02:37:21)]
  [Destination Device Name: HC-06]
  [Destination Role: Slave (2)]
  [Last Role Change in Frame: 239]
  [Current Mode: Active Mode (0)]
  [Last Mode Change in Frame: 241]
v Bluetooth L2CAP Protocol
  Length: 19
  CID: Dynamically Allocated Channel (0x0041)
  [Connect in frame: 292]
  [Disconnect in frame: 1951]
  [PSM: RFCOMM (0x0003)]
v Bluetooth RFCOMM Protocol
  > Address: E/A flag: 1, C/R flag: 1, Direction: 0, Channel: 1
  > Control: Frame type: Unnumbered Information with Header check (UIH) (0xef), P/F flag: 0
  Payload length: 15
  Frame Check Sequence: 0x9a
v Bluetooth SPP Packet
  Data: 413242314332304431343045353030
  
```

**Fig. 4.72.-** Registro de Eventos del Envío de Rutina del Smartphone hacia el Prototipo

**Elaborado por:** Autor

## Corrección de Problemas y Errores



**Fig. 4.73.-** Prototipo 1 Construido

**Elaborado por:** Autor

En la base de acrílico se colocó un corte de caucho para que se ajuste de mejor manera a la mano de la paciente, a pesar de funcionar para su propósito, el fisioterapeuta recomendó que se debe utilizar un material diferente. En este caso con ayuda del fisioterapeuta se optó por utilizar un diseño que se ajusta en dos partes a la mano y que fácilmente se pueda adaptar a la prótesis como se puede observar en la Fig. 4.74.



**Fig. 4.74.-** Diseño Sugerido por el Fisioterapeuta

**Elaborado por:** Autor

### **Rediseño de la parte tres.**

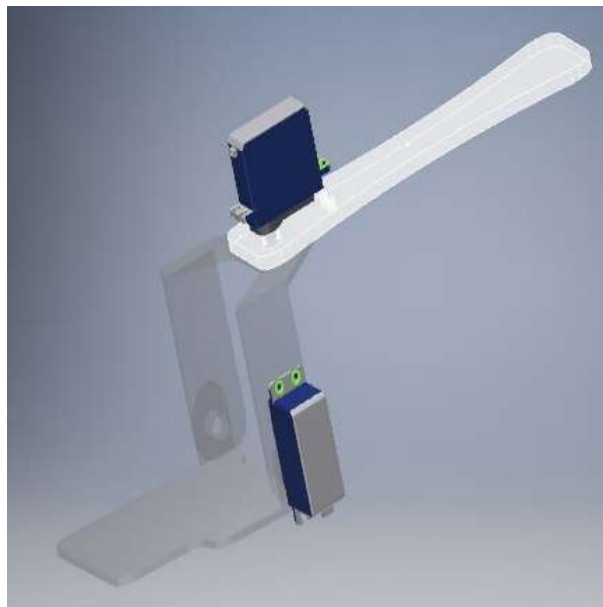
Al realizar los cambios en la parte 2 se perdió parte de la resistencia en las uniones como se observa en la Fig. 4.75 presentando problemas al realizar las pruebas de funcionamiento lo que implicó un rediseño de la parte.



**Fig. 4.75.-** Problema en Prototipo Construido

**Elaborado por:** Autor

Realizando los cambios correspondientes por medio de la simulación se obtuvo el siguiente ensamble.



**Fig. 4.76.-** Simulación Realizada con los Cambios Realizados en la Parte 2

**Elaborado por:** Autor

Finalmente se obtuvo el modelo construido en acrílico, además de contar ya con la adaptación para la parte 3 y en **Anexo R** se encuentran sus respectivos análisis de tensión.



**Fig. 4.77.-** Piezas Modificadas Construidas para Construcción Parcial del Prototipo

**Elaborado por:** Autor

#### **4.5.4 Pruebas de Funcionamiento y Corrección de Errores**

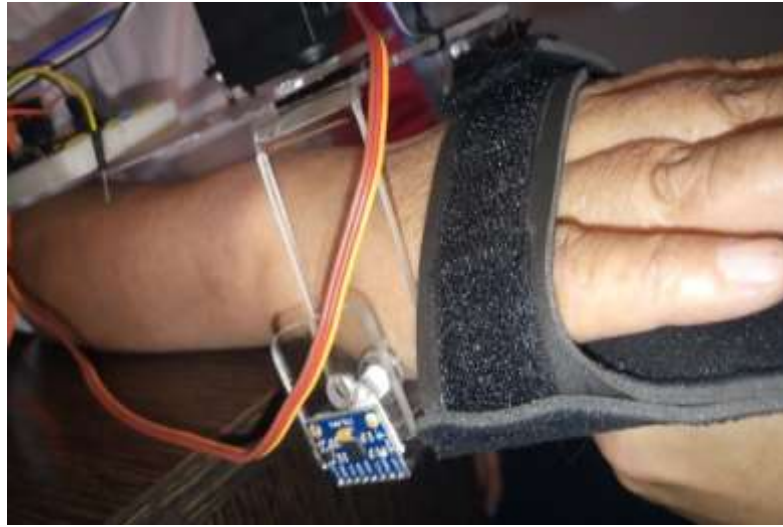
En la Fig. 4.78 se puede apreciar la ayuda de la paciente para realizar las pruebas finales para la construcción del prototipo. También se contó con la ayuda del Fisioterapeuta que apporto con las correcciones que se deben realizar para tener un mayor control y ayuda en los movimientos necesarios para tratar la patología.



**Fig. 4.78.-** Pruebas de Funcionamiento del Prototipo en la Paciente en el Centro de Fisioterapia “San Nicolás”

**Elaborado por:** Autor

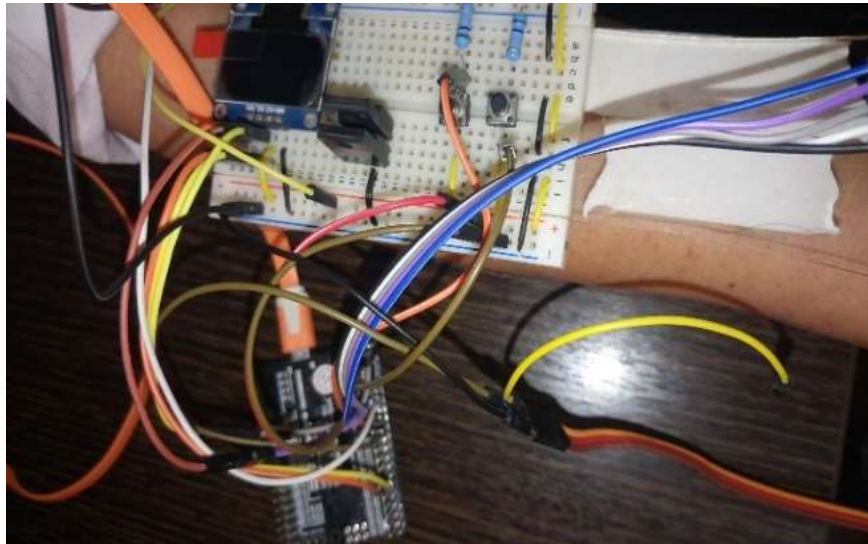
La adaptación del MPU6050 se realizó en la parte derecha de la parte 3 para que no interfiera en los movimientos para tratar el síndrome como se aprecia en la Fig. 4.79.



**Fig. 4.79.-** Prueba de Funcionamiento del MPU6050, Los Servomotores y la Mano de la Paciente

**Elaborado por:** Autor

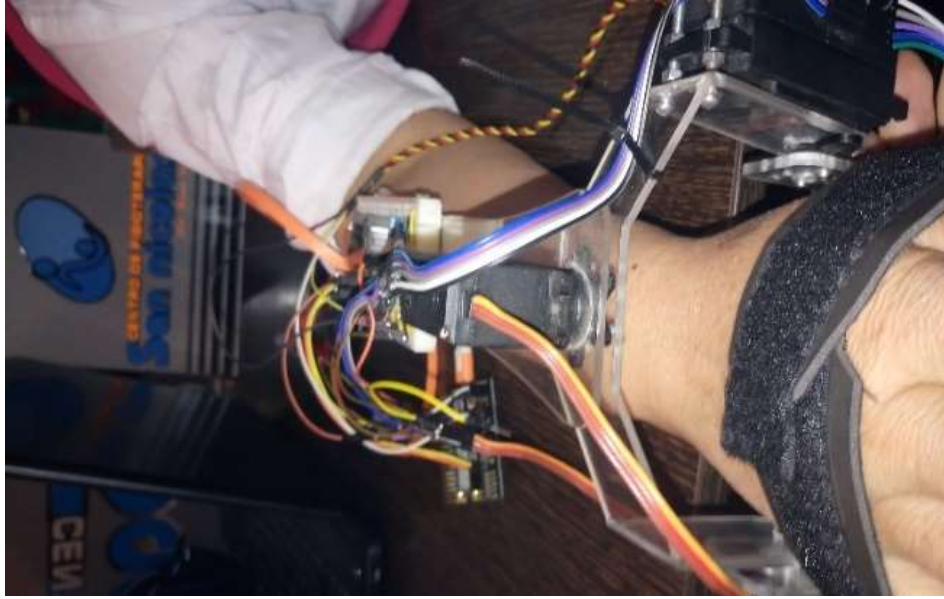
Para realizar las pruebas en la paciente se armó en conjunto los dispositivos que componen el prototipo final los cuales son: La pantalla OLED, los servomotores, Arduino mega embebido y el MPU como se aprecia en la Fig. 4.80.



**Fig. 4.80.-** Circuito Electrónico Probado en Protoboard

**Elaborado por:** Autor

La adaptación tanto de la mano y del brazo se aprecia en la Fig. 4.81.



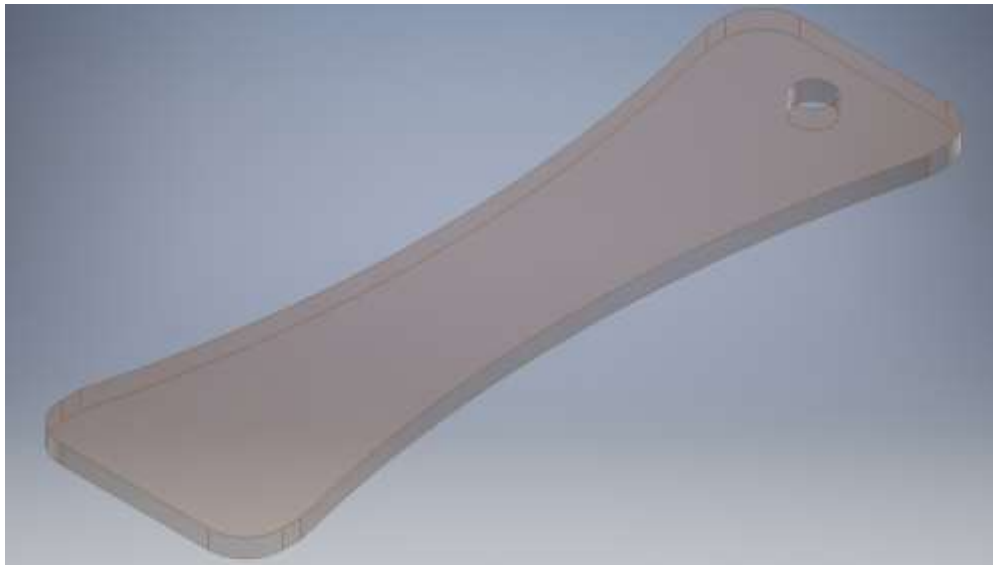
**Fig. 4.81.-** Prototipo Adaptado en el Brazo y Mano de la Paciente

**Elaborado por:** Autor

#### 4.5.5 Construcción del Prototipo Final

##### Construcción de las Piezas Finales

En la Fig. 4.82 se puede observar la simulación de la pieza uno que fue utilizada en el diseño final, sus respectivos análisis fueron realizados en base a “Resina Termoplástica” que es el material del cual está constituido, los cuales están disponibles en el **Anexo W** con sus respectivos planos tanto para ser construidos como para ser impresos en tecnología 3D.

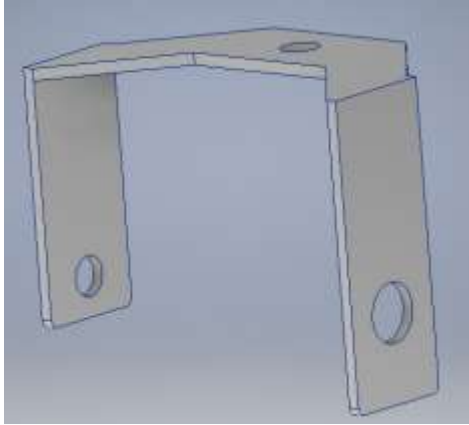


**Fig. 4.82.-** Parte uno de la prótesis simulada como resina termoplástica

**Elaborado por:** Autor

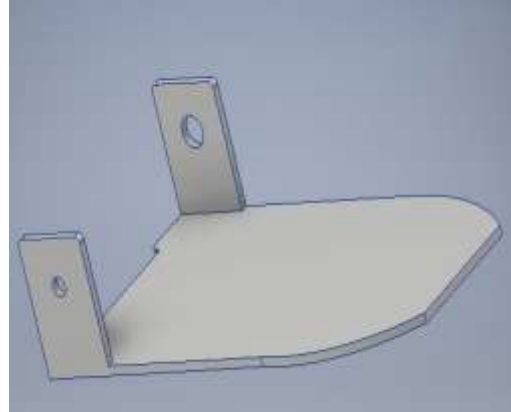
Como se puede constatar en la Fig. 4.83 y Fig. 4.84 se realizó una nueva simulación con el nuevo material de construcción, además de pequeñas modificaciones para mejorar su funcionamiento usando aluminio, se realizó de igual manera un nuevo análisis de tensión de las piezas dos y tres, por el cambio de material de acrílico a aluminio, y se encuentran disponibles en el **Anexo X**. Se verificó de igual manera que en la pieza uno, su factor de seguridad alto de cada una de las piezas, tomando en cuenta sus tensiones, desplazamientos y deformaciones máximas con el fin de garantizar el soporte, ante las fuerzas aplicadas en el prototipo.





**Fig. 4.83.-** Simulación pieza dos modelo final Aluminio

**Elaborado por:** Autor

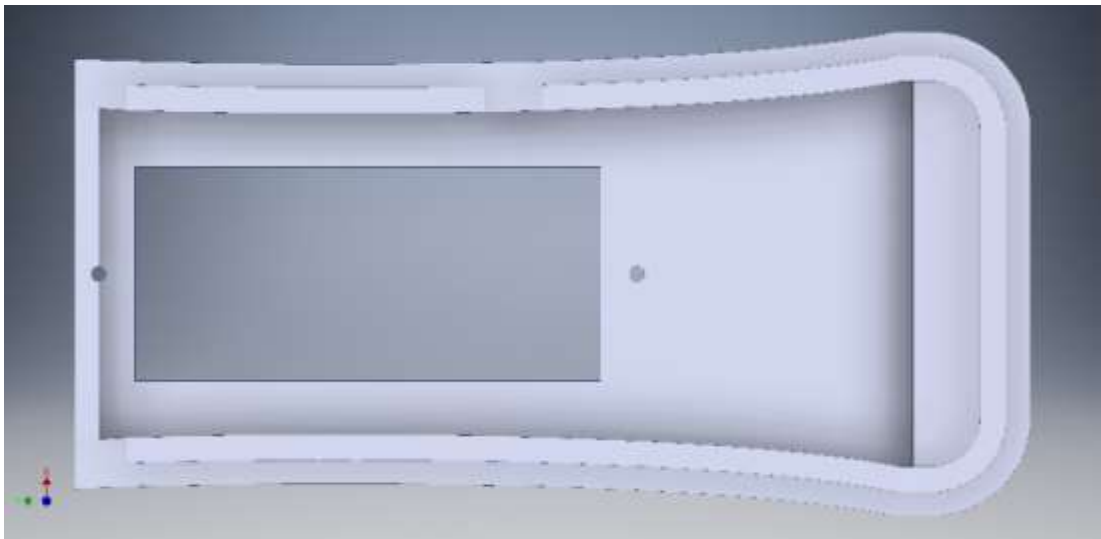


**Fig. 4.84.-** Simulación pieza tres modelo final Aluminio

**Elaborado por:** Autor

### **Diseño y Construcción de la Estructura Protectora del Circuito Electrónico**

En la construcción de la estructura de plástico se tomó en cuenta el factor anatómico para que se pueda ajustar fácilmente al brazo de una persona, y proporcionando la protección necesaria. En las imágenes de la Fig. 4.85 a la Fig. 4.95 se puede apreciar los modelos finales de cada uno de los componentes que fueron impresos en tecnología 3D.



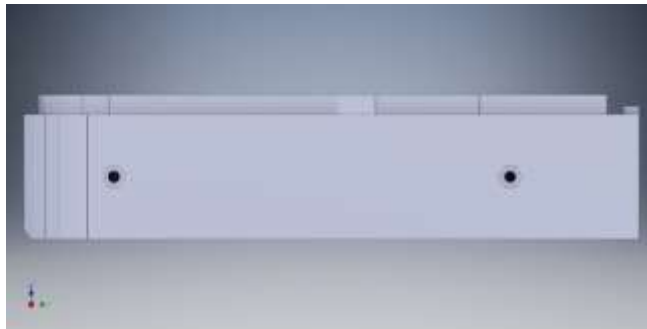
**Fig. 4.85.-** Vista Superior Estructura de Plástico

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.86.-** Vista Inferior Estructura de Plástico

**Elaborado por:** Autor



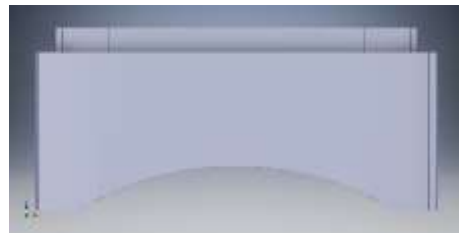
**Fig. 4.87.-** Vista Derecha Estructura de Plástico

**Elaborado por:** Autor



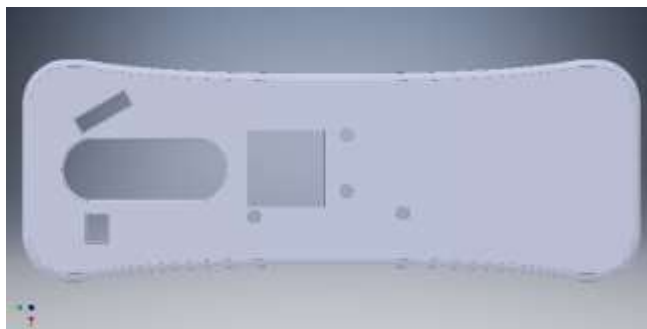
**Fig. 4.88.-** Vista Posterior Estructura de Plástico

**Elaborado por:** Autor



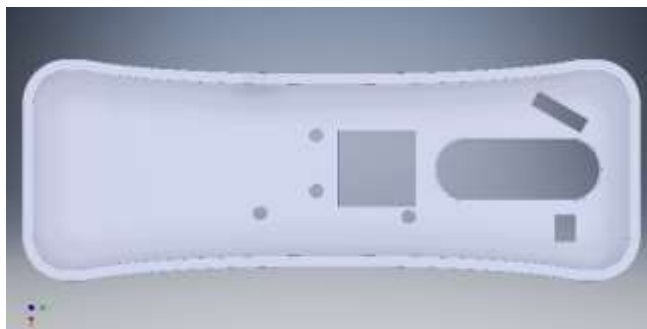
**Fig. 4.89.-** Vista Frontal Estructural de Plástico

**Elaborado por:** Autor



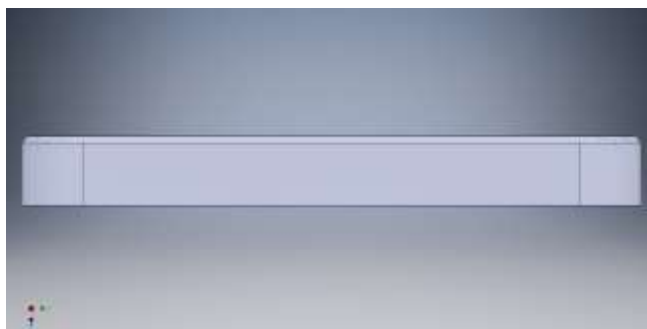
**Fig. 4.90.-** Vista Superior Tapa de la Estructura de Plástico

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.91.-** Vista Inferior Tapa de la Estructura de Plástico

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.92.-** Vista Derecha Tapa de la Estructura de Plástico

**Elaborado por:** Autor



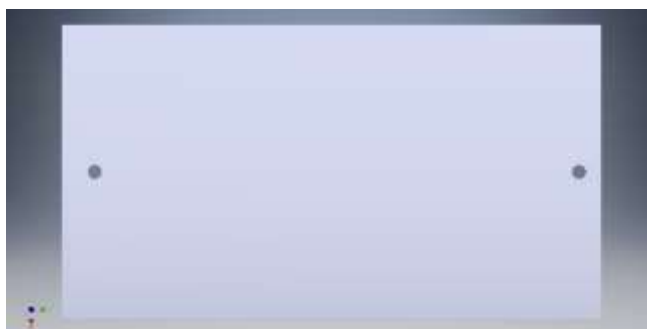
**Fig. 4.93.-** Vista Frontal Tapa de la Estructura de Plástico

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.94.-** Vista Frontal Tapa de Protección de la Batería

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.95.-** Vista Superior Tapa de Protección de la Batería

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.96.-** Vista Inferior Tapa de Protección de la Batería

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.97.-** Proyección Tapa de Protección de la Batería

**Elaborado por:** Autor

El prototipo está compuesto de tres piezas. La primera pieza está construida en baquelita y cuenta con una estructura de plástico que protege la placa electrónica como se puede observar en la Fig. 4.98. Las dos piezas restantes están construidas en aluminio por recomendación del Lcdo. Eduardo Salguero director del centro de fisioterapia “San Nicolás”.



**Fig. 4.98.-** Prototipo de Prótesis Electrónica para la Rehabilitación del Síndrome del Túnel del Carpo

**Elaborado por:** Autor

## Desarrollo de la Interfaz de Usuario

La aplicación cuenta las políticas de Google Play para el desarrollo de aplicaciones como se observa en la Fig. 4.99. Donde no se observa contenido inadecuado, promoción de odio, violencia o acoso. Se utilizó un color Azul para los títulos principales, los botones de color plomo y para indicar las diferentes alertas o indicaciones se utilizó el color rojo.



Fig. 4.99.- Control de Acceso Aplicación Android

Elaborado por: Autor

La pantalla de la Fig. 4.100 nos sirve para establecer la comunicación con el dispositivo Android y acceder al menú principal de la aplicación (Fig. 4.101).



Fig. 4.100.- Panel de Control de Comunicación

Elaborado por: Autor



Fig. 4.101.- Pantalla Principal de Control de la Prótesis

Elaborado por: Autor

En la Fig. 4.102 y Fig. 4.103 se observa el menú de selección donde se puede escoger el número de rutinas a efectuarse, el tipo de rutina, la velocidad y finalmente escoger el ángulo de trabajo.



**Fig. 4.102.-** Pantalla de Selección de Rutinas Verticales

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.103.-** Pantalla de Selección de Rutinas Horizontales

**Elaborado por:** Autor

Las aplicación se desarrolló en base al código final desarrollado disponible en el **Anexo Y** además de los diagramas de bloques del funcionamiento de la aplicación.

## 4.6 Tercera Etapa (Proceso de Rehabilitación)

### 4.6.1 Pruebas Rehabilitación con el uso del Prototipo

El seguimiento se realizó utilizando la escala análoga del dolor; que se fundamenta en un dibujo con una línea continua con 10 parámetros como se muestra en la Fig. 4.104, que corresponden a los límites de intensidad del dolor. “El primer extremo indica el parámetro << sin dolor >> y el otro extremo << dolor inimaginable >>. El o la paciente debe indicar en la escala el punto que representa la intensidad relativa de su dolor” [48]. En la Tabla 4.20 se puede observar cada uno de los parámetros explicados.

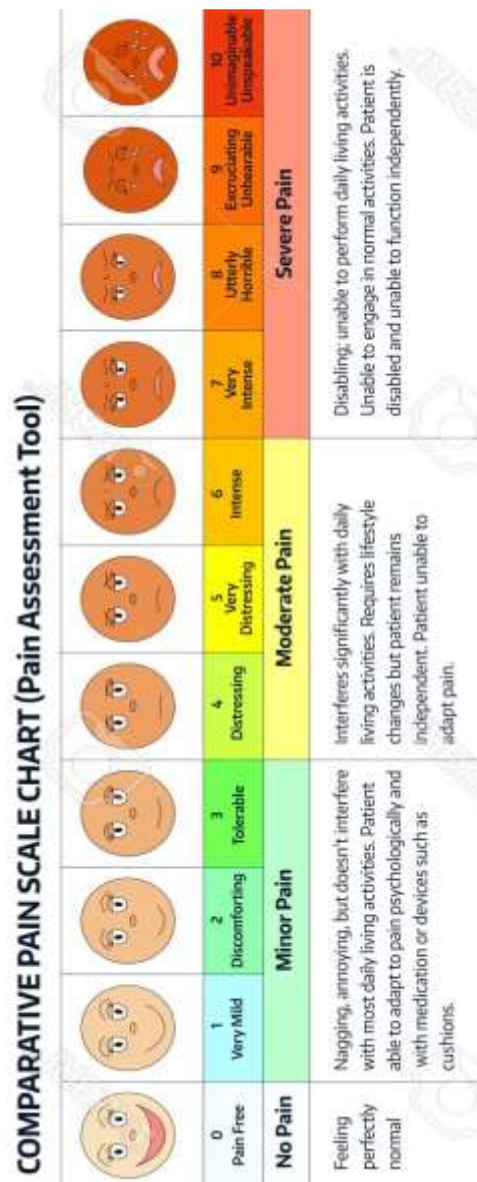


Fig. 4.104.- Escala Visual de Dolor Utilizada en Seguimiento [49].

**Tabla 4.20.-** Escala visual análoga de dolor [49].

Escala Visual de Dolor		
0	Sin dolor	Libre de dolor
1	Dolor muy leve	Dolor Leve
2	Dolor Incomodo	
3	Dolor Tolerable	
4	Dolor angustiante	Dolor Moderado
5	Dolor muy angustiante	
6	Dolor Intenso	
7	Dolor muy Intenso	Dolor Severo
8	Dolor Absolutamente Terrible	
9	Dolor Insoportable	
10	Dolor Inimaginable	

El tipo de tratamiento depende de la condición de llegada del paciente, en este caso el paciente llegó en una etapa media del síndrome del túnel del carpo en donde presenta dolores agudos en la muñeca, mano y brazo. En la Tabla 4.21 se tiene la información del paciente que es relevante al sufrir los síndromes de compresión nerviosa.

**Tabla 4.21.-** Información de la Paciente que padece el Síndrome del Túnel del Carpo

<b>Edad</b>	51
<b>Genero</b>	Femenino
<b>Lugar de Nacimiento</b>	Riobamba
<b>Nacionalidad</b>	Ecuatoriana
<b>Profesión</b>	Contadora
<b>Empresa donde Trabaja</b>	Curia
<b>Enfermedades Actuales</b>	Insuficiencia Renal Síndrome del Túnel del Carpo

**Elaborado por:** Autor

Los primeros síntomas del síndrome en el paciente aparecieron hace aproximadamente dos años, cuando ocasiono en la pérdida parcial del movimiento de



los dedos de su mano. El tratamiento proporcionado por el centro de fisioterapia “San Nicolás” tuvo una duración de 6 meses en donde se rehabilito la muñeca y la mano de la paciente mejorando su calidad de vida. Las recomendaciones proporcionadas fueron el uso de mouse y teclados ergonómicos que proporcionen la comodidad necesaria al momento de utilizar el computador, el uso de férulas inmovilizadoras para dormir y mancuernas que se utilizan especialmente para tratar este tipo de síndrome.

Cuando no se siguen las recomendaciones es probable una recaída del síndrome, lo que sucedió con el paciente. Es recomendable en el caso de comenzar a sentir los síntomas nuevamente, visitar un centro de rehabilitación para una pronta recuperación caso contrario puede derivar en la pérdida parcial o total del movimiento de la muñeca y los dedos. El paciente al sufrir una enfermedad renal no es apto para el tratamiento con corticoides siendo las rutinas de rehabilitación del síndrome del túnel del carpo lo ideal para mejorar su calidad de vida.

Las sesiones de fisioterapia con el uso del prototipo establecidas fueron de 8 a 10; en donde el paciente tiene que cumplir cada una de las fases de tratamiento para conseguir resultados.

El tiempo estimado de las sesiones de fisioterapia es de una hora con cuarentaicinco minutos, en donde primero se realiza electroterapia y masajes, para finalmente proceder con los ejercicios proporcionados por el prototipo que ayudan a rehabilitar al paciente con el síndrome del túnel del carpo. El manual de uso de encuentra disponible en el **Anexo AA**.

La eficacia de los ejercicios depende de la ubicación del prototipo el cual debe ser ubicado apagado como se indica en las imágenes en la Fig. 4.105, Fig. 4.106 y Fig. 4.107 de modo que los ejercicios programados realicen la extensión y flexión de la muñeca.



**Fig. 4.105.-** Ubicación del prototipo en mano de la paciente con el síndrome del túnel del carpo.(A)

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.106.-** Ubicación del prototipo en mano de la paciente con el síndrome del túnel del carpo.(B)

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.107.-** Ubicación del prototipo en mano de la paciente con el síndrome del túnel del carpo.(C)

**Elaborado por:** Autor

En la Tabla 4.22 se muestra el seguimiento según la escala utilizada, el progreso en la rehabilitación, las recomendaciones y las observaciones.

**Tabla 4.22.-** Seguimiento de rehabilitación del síndrome del túnel del carpo con uso del prototipo

Fecha	Hora	Escala Visual de Dolor	Recomendaciones	Observaciones	Ángulo Trabajado
16/07/2018	19:00	6	Guardar Reposo, Utilizar Férulas Inmovilizadoras	Muñecas Inflamadas y Ejercicios de Rehabilitación con Molestias	70° en extensión y flexión de la muñeca 40° en desviación cubital y radial
17/07/2018	20:00	6	Guardar Reposo, Utilizar Férulas Inmovilizadoras	Muñecas Inflamadas y Ejercicios de Rehabilitación con Molestias	70° en extensión y flexión de la muñeca 40° en desviación cubital y radial
18/07/2018	20:00	9	Guardar Reposo, Utilizar Férulas Inmovilizadoras, No barrer ni Trapear Pisos	Muñecas Severamente Inflamadas por Trapear y Barrer	65° en extensión y flexión de la muñeca 35° en desviación cubital y radial
19/07/2018	19:00	6	Utilizar Férulas Inmovilizadoras y Prototipo 2 Veces al Día	Muñecas Inflamadas y Ejercicios de	70° en extensión y

				Rehabilitación con Molestias	flexión de la muñeca 40° en desviación cubital y radial
20/07/2018	19:00	5	Utilizar Férulas Inmovilizadoras al Dormir y Prototipo 2 Veces al Día	Muñecas Inflamadas y Ejercicios de Rehabilitación sin Molestias	75° en extensión y flexión de la muñeca 40° en desviación cubital y radial
21/07/2018	19:00	3	Utilizar Férulas Inmovilizadoras al Dormir y Prototipo 2 Veces al Día	Muñecas Inflamadas, Ejercicios de Rehabilitación sin Molestias	75° en extensión y flexión de la muñeca 40° en desviación cubital y radial
23/07/2018	20:00	2	Utilizar Férulas Inmovilizadoras al Dormir y Prototipo 2 Veces al Día	Ejercicios de Rehabilitación sin Molestias	75° en extensión y flexión de la muñeca 40° en desviación cubital y radial
24/07/2018	20:00	3	Utilizar Férulas Inmovilizadoras al Dormir	Ejercicios de Rehabilitación sin Molestias	75° en extensión y flexión de la muñeca 40° en desviación cubital y radial
25/07/2018	20:00	2	Utilizar Férulas Inmovilizadoras al Dormir y Prototipo 2 Veces al Día	Ejercicios de Rehabilitación sin Molestias	75° en extensión y flexión de la muñeca 40° en desviación cubital y radial

**Elaborado por:** Autor

Afortunadamente el paciente respondió bien a las terapias y los ejercicios proporcionados tanto por el fisioterapeuta como por el prototipo como se observa en las siguientes imágenes.



**Fig. 4.108.-** Aplicación de la Prótesis Diseñada en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo 90° (A)

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.109.-** Aplicación de la Prótesis Diseñada en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo en 75° de extensión de la muñeca (B)

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.110.-** Aplicación de la Prótesis Diseñada en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo 40° en desviación cubital de la muñeca(C)

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.111.-** Aplicación de la Prótesis Diseñada en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo 75° en extensión de la muñeca(C)

**Elaborado por:** Autor



**Fig. 4.112.-** Aplicación de la Prótesis Diseñada en Paciente con el Síndrome del Túnel del Carpo 40° en desviación radial de la muñeca(D)

**Elaborado por:** Autor

Las rutinas que se programaron fueron en base a los ángulos de movimiento del paciente, lo cuales fueron previamente analizados en el centro fisioterapia “San Nicolás” con ayuda del Licenciado Eduardo Salguero, que de igual manera controló todo el proceso de rehabilitación como se aprecia en la Fig. 4.113.



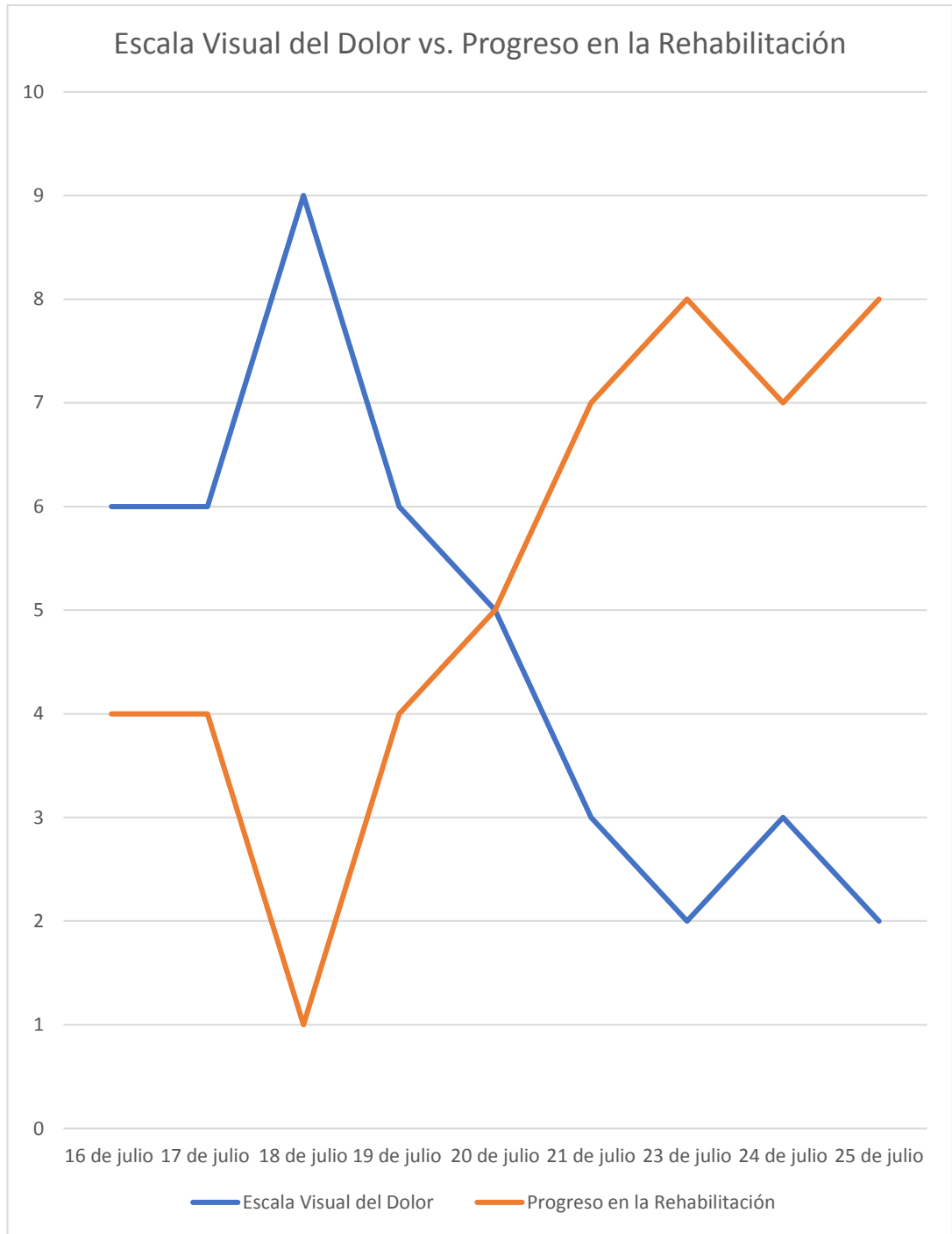
**Fig. 4.113.-** Supervisión del Licenciado Eduardo Salguero en la Aplicación del Prototipo para la Rehabilitación del Síndrome del Túnel del Carpo

**Elaborado por:** Autor

Para la rehabilitación parcial del síndrome fueron necesarias 9 sesiones en las cuales se observó la mejoría de la paciente cuando siguió todas las recomendaciones guiadas por el fisioterapeuta.

En el gráfico de la Fig. 4.114 se aprecia el progreso del tratamiento fisioterapéutico fundamentado en la escala visual de dolor. Mientras el dolor en el paciente disminuye el progreso en la rehabilitación del síndrome del túnel del carpo aumenta, porque el objetivo del prototipo es la pérdida parcial o total del dolor. A partir de la quinta sesión de rehabilitación se puede observar resultados.

El dispositivo tiene una eficacia del 77.77% en la rehabilitación conjunta con electroterapia como que se puede observar en la Tabla 4.22 en donde también se observa y progreso en la rehabilitación al aplicar el dispositivo dos veces al día a partir de la 4ta sesión de rehabilitación.

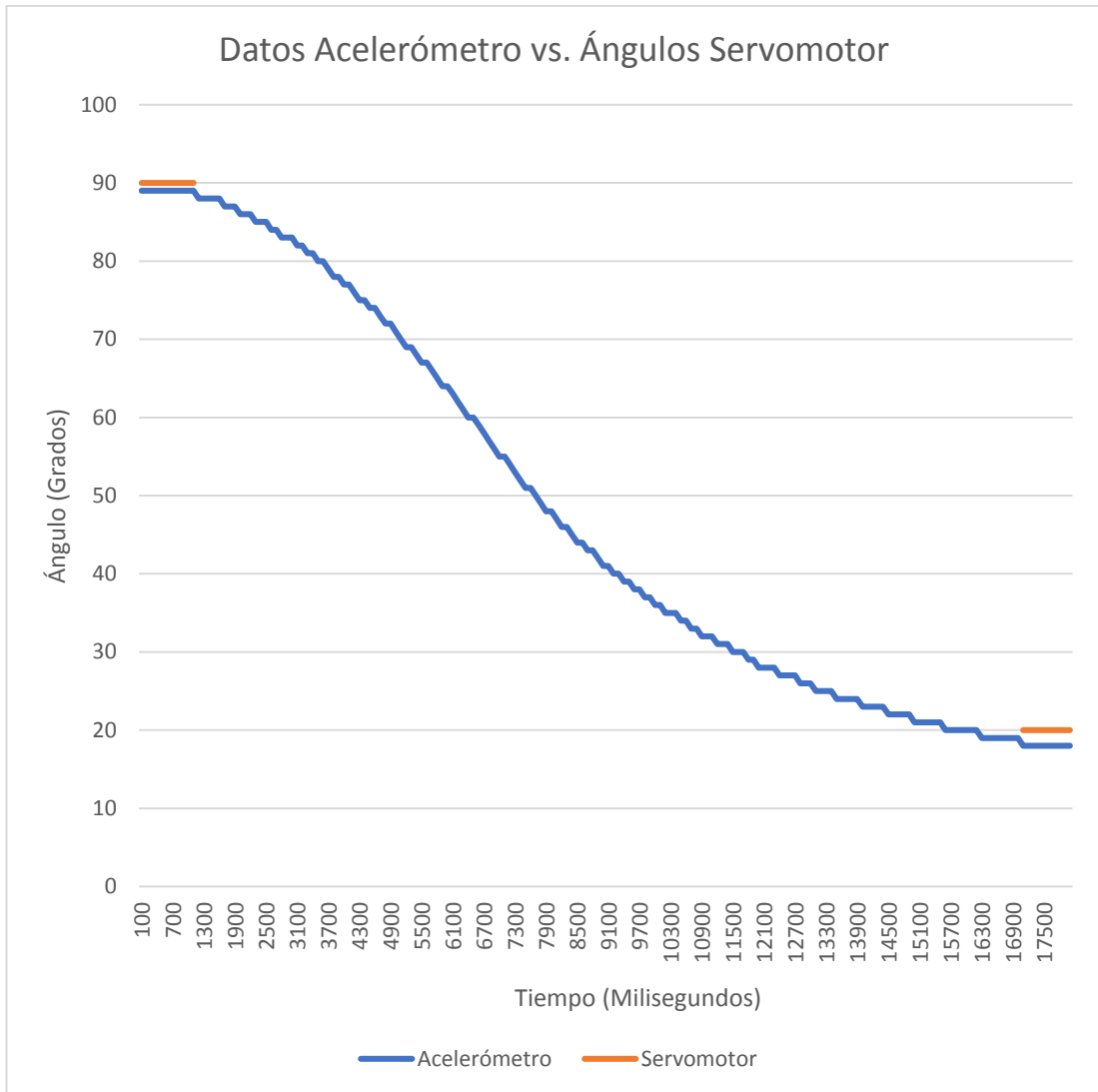


**Fig. 4.114.-** Gráfico comparativo entre el progreso en rehabilitación del síndrome del túnel del carpo y la escala visual del dolor

**Elaborado por:** Autor

En el gráfico de la Fig. 4.115 se presenta el en valor inicial y final del servomotor vs los datos del acelerómetro generados y guardados en la aplicación para el dispositivo Android.



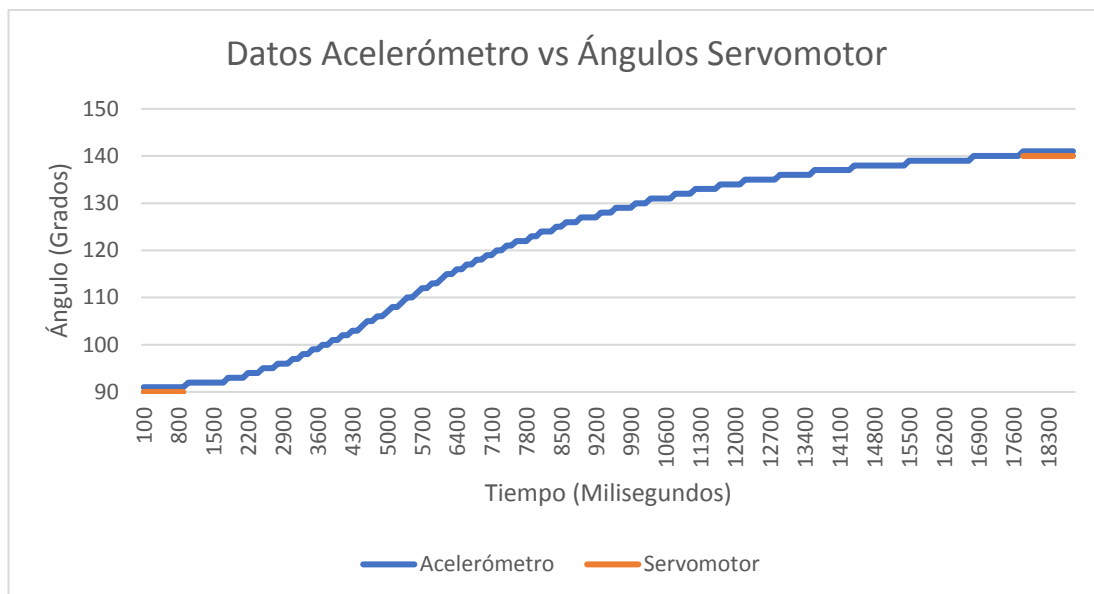


**Fig. 4.115.-** Datos Generados por el Acelerómetro vs Angulo Inicial 90° y Final 20° Servomotor

**Elaborado por:** Autor

El gráfico se lo realizo a partir de 180 datos generados por el acelerómetro y guardados en la aplicación. La línea azul representa los datos tomados en un rango de actualización de 100 milisegundos mientras que la línea tomate representa el ángulo inicial de 90° y final de 20° correspondiente a la flexión de la muñeca.

De igual manera a partir de 195 datos generados por el acelerómetro se puede observar el grafico en la Fig. 4.116 donde se toma en cuenta un ángulo inicial de 90° y un final de 140° realizado por el PID interno del servomotor correspondiente a la rutina de extensión de la muñeca.



**Fig. 4.116.-** Datos Generados por el Acelerómetro vs Angulo Inicial 90° y Final 140° Servomotor

**Elaborado por:** Autor

#### 4.7 Presupuesto del Proyecto

El prototipo tuvo un costo final de \$267.35 dólares americanos. En la Tabla 4.23 se especifica en detalle el costo de los sensores, servomotores, actuadores, tarjeta programable utilizada además de los diferentes elementos necesarios en la construcción del prototipo.

**Tabla 4.23.-** Presupuesto del Proyecto

Cantidad	Detalle	Costo U\$\$
1	-Servomotor HS-755HB	45.00
1	-Servomotor MG996	15.00
2	-MPU 6050	6.00
1	-Arduino Mega Embed	22.00
	-Material de Impresora 3D y Tiempo de Impresión	83.00
2	-Partes Construidas en Aluminio	20.00
1	-Pantalla OLED	12.00
	-Velcro para Ajustar el Prototipo al Brazo	2.00
	-Acople ergonómico de tela y velcro en la parte 3 prototipo	7.00
1	Baquelita en Fibra de Vidrio	7.00

5	-Espadines Macho y Hembra	2.50
12	-Cables Utilizados	3.00
3	-Pulsadores	1.50
1	-Switch	0.30
2	-Integrados 7805DT	3.00
2	-Capacitores	0.75
3	-Resistencias 10 kΩ	0.30
1	-Resistencia 330 kΩ	0.10
2	-Diodos	0.30
1	-Diodo Led	0.10
16	-Tornillos y Tuercas para Ajuste	1.50
1	Batería Turnigy 7,4 a 1A y Cargador de 2 Celdas	35.00
	TOTAL	267.35

**Elaborado por:** Autor

## **CAPÍTULO 5**

### **CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES**

#### **5.1 Conclusiones**

- La prótesis robótica realiza los ejercicios de flexión, extensión, desviación cubital y radial de la muñeca con una precisión de los ángulos 99% en base a los datos obtenidos de los fabricantes de los actuadores y la adquisición de datos obtenidos del mpu.
  
- La comunicación vía bluetooth desarrollada en el prototipo para la programación de rutinas, permite al fisioterapeuta tener un seguimiento de las rutinas utilizadas al observar los ángulos en los que se ha trabajado, el número de repeticiones y el progreso en la rehabilitación.
  
- Al aplicar el prototipo como una terapia complementaria a la electroterapia se observa una mejoría del 77.77% en relación a la escala visual del dolor y a los datos obtenidos en la comunicación vía bluetooth.
  
- La aplicación del prototipo mediante las rutinas programadas, dos veces al día, incrementan el progreso en la rehabilitación en un 33.33%; al realizar la descompresión del nervio causante del síndrome del túnel del carpo, sin embargo, es necesaria la visita al fisioterapeuta en caso que exista inflamación en la muñeca.

- Utilizando la escala visual del dolor se puede constatar una mejoría a partir de quinta sesión de rehabilitación con el uso del prototipo, sin embargo, para la pérdida parcial del dolor son necesarias 9 sesiones de rehabilitación.

## **5.2 Recomendaciones**

- Los elementos que componen el prototipo están contruidos de un material liviano, para más comodidad del paciente, por lo que se debe tener cuidado de no someterlo a caídas fuertes que puedan dañar su correcto funcionamiento.
- El prototipo permite la facilidad de movilidad del mismo, pero, se recomienda utilizarlo cuando la persona se encuentre sentada y junto a una mesa que pueda servir de apoyo para la prótesis.
- Si se desea una pronta rehabilitación, es necesario que un fisioterapeuta controle las rutinas a ejecutarse en el prototipo mediante la programación de las mismas, las cuales se indican en el manual de funcionamiento.
- Realizar un estudio previo de los ángulos de movilidad a los que puede trabajar el paciente, para desarrollar las rutinas de fisioterapia automáticas que funcionan sin la necesidad de conexión con un dispositivo Android.
- No tensionar los músculos de la mano cuando se encuentre trabajando el prototipo.
- Regular las velocidades de trabajo del prototipo, dependiendo de la severidad del síndrome caso contrario causará dolor y no ayudará en la rehabilitación.
- Los requerimientos técnicos del prototipo deben ser modificados dependiendo de las necesidades del paciente, en este caso el tamaño de las partes utilizadas para que se ajusten a la mano del paciente caso contrario la terapia no tendrá efecto positivo.
- Los resultados de rehabilitación son positivos cuando se aplica el prototipo de manera correcta, como se indica en el seguimiento de rehabilitación, caso contrario causara dolor a nivel del dedo meñique.

## Bibliografía

- [1] S. Andrade, «Las medidas antropométricas de la mano influyen en la presencia de sintomatología propia del Síndrome del Túnel Carpiano en los trabajadores del área administrativa de una universidad de Quito, en el primer trimestre del año 2013,» 2013. [En línea]. Available: <http://www.dspace.uce.edu.ec/bitstream/25000/2589/1/T-UCE-0007-29.pdf>. [Último acceso: 30 julio 2017].
- [2] P. García, A. Gómez y A. González, Síndrome del Túnel Carpiano. Colombia, Bogotá: Morfolia, 2009.
- [3] S. A. Recinos Fernández , «Comparación de los Resultados Funcionales de los Tratamientos Quirúrgicos del Síndrome del Tunel del Carpo,» Guatemala, 2002.
- [4] P. Suarez, O. Aviles, J. Duque, F. Vanegas y R. Gutierrez, «Exoesqueleto Mecatrónico para Rehabilitación Motora,» 25 Octubre 2007. [En línea]. Available: [https://www.researchgate.net/profile/Oscar\\_Aviles\\_Sanchez/publication/228090530\\_Disenoy\\_control\\_de\\_un\\_exoesqueleto\\_de\\_rehabilitacion\\_motora/links/55e5d9c308aec74dbe74dc2f/Diseno-y-control-de-un-exoesqueleto-de-rehabilitacion-motora.pdf](https://www.researchgate.net/profile/Oscar_Aviles_Sanchez/publication/228090530_Disenoy_control_de_un_exoesqueleto_de_rehabilitacion_motora/links/55e5d9c308aec74dbe74dc2f/Diseno-y-control-de-un-exoesqueleto-de-rehabilitacion-motora.pdf). [Último acceso: 16 julio 2017].
- [5] M. A. Lugo Villeda, «Diseño robótico de un exoesqueleto pediátrico de miembro superior basado en criterios clínicos y antropomórficos para análisis de movimiento y rehabilitación.,» 2013. [En línea]. Available: [https://www.researchgate.net/profile/Alejandro\\_Lugo-Villeda/publication/236671302\\_Disenorobotico\\_de\\_un\\_exoesqueleto\\_pediatrico\\_para\\_miembro\\_superior\\_basado\\_en\\_criterios\\_clinicos\\_y\\_antropomorficos\\_para\\_analisis\\_de\\_movimiento\\_y\\_rehabilitacion/links/00b4951](https://www.researchgate.net/profile/Alejandro_Lugo-Villeda/publication/236671302_Disenorobotico_de_un_exoesqueleto_pediatrico_para_miembro_superior_basado_en_criterios_clinicos_y_antropomorficos_para_analisis_de_movimiento_y_rehabilitacion/links/00b4951). [Último acceso: 25 julio 2017].

- [6] S. Enriquez, Y. Narváez, O. Vivas, J. Diez, F. Badesa, J. Sabater y N. Garcia, «Sistema Robótico de Tipo Exoesqueleto para Rehabilitación de la Mano,» 2014. [En línea]. Available: <http://www.unicauca.edu.co/ai/publicaciones/Samara.pdf>. [Último acceso: 25 julio 2017].
- [7] P. Moya y S. Vásquez, «Diseño y construcción de un prototipo funcional controlado por computadora para la rehabilitación de codo y muñeca,» 2014. [En línea]. Available: <http://repositorio.espe.edu.ec/xmlui/bitstream/handle/21000/8564/T-ESPE-047739.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. [Último acceso: 25 julio 2017].
- [8] E. Rivera, «Tunel Del Carpo,» Calameo, [En línea]. Available: <http://es.calameo.com/books/0024596265ef6550d2a7e>. [Último acceso: 5 mayo 2018].
- [9] S. Cross, «Carpal Tunnel Syndrome symptoms and treatment,» [En línea]. Available: [https://www.vivomed.com/en/Carpal-Tunnel-Syndrome-symptoms-and-treatment/cc-37.aspx?gclid=EAIAIqobChMIIsDr4oPc3QIV11mGCh2TfwM2EAAyAAEgLJbPD\\_BwE](https://www.vivomed.com/en/Carpal-Tunnel-Syndrome-symptoms-and-treatment/cc-37.aspx?gclid=EAIAIqobChMIIsDr4oPc3QIV11mGCh2TfwM2EAAyAAEgLJbPD_BwE). [Último acceso: 26 septiembre 2018].
- [10] ISSEA, «Síndrome del Tunel del Carpo,» [En línea]. Available: <http://www.issea.gob.mx/Docs/Boletines%20Epidemiologia/2016/B42%20-%20Síndrome%20del%20tunel%20del%20carpo.pdf>. [Último acceso: 5 mayo 2018].
- [11] S. Martínez y L. Barros, Tratamiento del Síndrome del Túnel Carpiano, Buenos Aires: Centro de Fisioterapia M-B, 2012.
- [12] DOCPLAYER, «SÍNDROME DEL TUNEL DEL CARPO,» [En línea]. Available: <http://docplayer.es/7101124-3-sindrome-del-tunel-del-carpo.html>. [Último acceso: 5 mayo 2018].

- [13] N. I. o. N. D. a. Stroke, «Síndrome del túnel carpiano,» [En línea]. Available: [https://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/tunel\\_carpiano.htm](https://espanol.ninds.nih.gov/trastornos/tunel_carpiano.htm). [Último acceso: 26 septiembre 2018].
- [14] J. M. Rodríguez Martín, *Electroterapia en Fisioterapia*, Barcelona: Editorial Médica Panamericana, 2013, p. 661.
- [15] M. Arcas Patricio, D. Galvéz Domínguez, J. León Castro, S. Paniuagua Román y M. Pellicer Alonso, *Manual de Fisioterapia. Modulo i Ebook*, Sevilla: MAD-Eduforma, 2004.
- [16] C. Medina, M. Rodríguez y F. Martínez, «El complejo articular de la muñeca: aspectos anatófisiológicos y biomecánicos, características, clasificación y tratamiento de la fractura distal del radio,» *Medisur*, vol. 14, n° 4, pp. 430-446, 2016.
- [17] Traumatología\_Hellín, «Ejercicios de mano y muñeca,» Blog de Información de Traumatología, [En línea]. Available: <https://traumatologiahellin.wordpress.com/ejercicios/ejercicios-de-mano-y-muneca/>. [Último acceso: 16 julio 2017].
- [18] N. MECHATRONICS, «Tutorial MPU6050, Acelerómetro y Giroscopio,» [En línea]. Available: [https://naylorlampmechatronics.com/blog/45\\_Tutorial-MPU6050-Aceler%C3%B3metro-y-Giroscopio.html](https://naylorlampmechatronics.com/blog/45_Tutorial-MPU6050-Aceler%C3%B3metro-y-Giroscopio.html). [Último acceso: 1 mayo 2018].
- [19] M. Junquera, «Síndrome del Túnel Carpiano. Ejercicios y Tratamiento Recomendado,» *Fisioterapia Online*, [En línea]. Available: <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/sindrome-del-tunel-carpiano-ejercicios-y-tratamiento-recomendado>. [Último acceso: 16 julio 2017].
- [20] D. Vélez Díaz y S. S. Moreno Gutiérrez, «Sistemas inteligentes en exoesqueletos de rehabilitación,» *XIKUA Boletín Científico de la Escuela Superior de Tlahuelilpan*, vol. 1, n° 1, 2013.
- [21] A. Barrientos, *Fundamentos de Robótica*, Madrid: McGraw-Hill, 2007.



- [22] P. C. Veloz Caiza y N. P. Mena Yépez, «Diseño e Implementacion de un Exoesqueleto Mecánico Lateral Izquierdo para la Rehabilitación Humana,» Escuela Politécnica Nacional, Quito, 2013.
- [23] J. Pomares, *Manual de Arduino*, España: Universidad de Alicante, 2009.
- [24] N. MECHATRONICS, «Arduino Mega 2560 - Embebido,» [En línea]. Available: <http://www.naylampmechatronics.com/arduino-tarjetas/402-arduino-mega-2560-embebido.html>. [Último acceso: 1 mayo 2018].
- [25] M. Crespo, «Arduino Mega 2560,» [En línea]. Available: <http://manueldelgadocrespo.blogspot.com/p/arduino-mega-2560.html>. [Último acceso: 1 mayo 2018].
- [26] Sherlin.xBot.es, «¿Que es un microcontrolador?,» [En línea]. Available: <http://sherlin.xbot.es/microcontroladores/introduccion-a-los-microcontroladores/que-es-un-microcontrolador>. [Último acceso: 12 abril 2018].
- [27] M. T. Inc., «Microchip AVR MCUs,» [En línea]. Available: <http://www.microchip.com/design-centers/8-bit/avr-mcus>. [Último acceso: 16 abril 2018].
- [28] F. S. Espinosa, «Organizacion de los Microcontroladores AVR de ATMEL,» de *Los Microcontroladores AVR de ATMEL*, México, Reina Ortiz Escamilla, 2012, pp. 35-72.
- [29] A. Garcia, «Bluetooth,» Universidad Autonoma del Estado de Hidalgo, México, 2006.
- [30] PROMETEC, «Módulo Bluetooth HC 06,» 1 Septiembre 2017. [En línea]. Available: <https://www.prometec.net/bt-hc06/#>. [Último acceso: 16 abril 2018].
- [31] ELECTRONILAB, «Módulo Bluetooth HC-06 Serial Rs232 (TTL),» [En línea]. Available: <https://electronilab.co/tienda/modulo-bluetooth-hc-06-serial-rs232ttl/>. [Último acceso: 1 mayo 2018].

- [32] E. Caldas, «HC-06,» [En línea]. Available: <http://www.electronicoscaldas.com/modulos-rf/482-modulo-bluetooth-hc-06.html>. [Último acceso: 16 abril 2018].
- [33] D. Vara, «Sistemas para determinar la posición y orientación de herramientas quirúrgicas en operaciones de cirugía laparoscópica,» Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Valladolid, 2014.
- [34] U. d. Sevilla, «Sensor medidor de aceleración,» [En línea]. Available: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/11638/fichero/Capitulo+4.pdf>. [Último acceso: 16 abril 2018].
- [35] Hispavila, «El Sensor MPU6050,» Hispavila, 25 11 2015. [En línea]. Available: <https://www.hispavila.com/el-sensor-mpu6050/>. [Último acceso: 16 abril 2018].
- [36] E. Vildósola , «Actuadores,» [En línea]. Available: <http://www.aie.cl/files/file/comites/ca/abc/actuadores.pdf>. [Último acceso: 17 julio 2017].
- [37] [www.aprendiendoarduino.com](http://www.aprendiendoarduino.com), «Aprendiendo Arduino,» 4 julio 2016. [En línea]. Available: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/tag/servomotor/>. [Último acceso: 15 abril 2018].
- [38] I. Llamas, «CONECTAR ARDUINO A UNA PANTALLA OLED DE 0.96,» 4 Noviembre 2016. [En línea]. Available: <https://www.luisllamas.es/conectar-arduino-a-una-pantalla-oled-de-0-96/>. [Último acceso: 17 abril 2018].
- [39] J. Rueda, «Pantalla OLED 4Pin Arduino,» 4 octubre 2015. [En línea]. Available: <https://joanruedapauweb.com/blog/index.php/2015/10/04/pantalla-oled-4pin-arduino/>. [Último acceso: 1 mayo 2018].
- [40] C. C. A. S. 3.0., «Getting Started with Arduino and Genuino products,» 2018. [En línea]. Available: <https://www.arduino.cc/en/Guide/HomePage>. [Último acceso: 16 abril 2018].

- [41] J. Ramírez, «Teleoperación de un robot móvil mediante dispositivos Android,» Universidad de Málaga, Málaga, 2016.
- [42] I. The MathWorks, «Matlab,» 2018. [En línea]. Available: <https://la.mathworks.com/products/matlab.html>. [Último acceso: 16 abril 2018].
- [43] P. Corke, «Robotics Toolbox,» [En línea]. Available: <http://petercorke.com/wordpress/toolboxes/robotics-toolbox>. [Último acceso: 16 abril 2018].
- [44] P. Abarca, «EL ABC DE LA AUTOMATIZACION,» [En línea]. Available: <http://www.aie.cl/files/file/comites/ca/abc/sistemas-de-control-automatico.pdf>. [Último acceso: 17 julio 2017].
- [45] J. Castello, «Instituto de Cirugía Plástica del Doctor Castelló. Buscando la excelencia en Cirugía Plástica, Reconstructiva y Estética.,» [En línea]. Available: [http://doctorcastello.com/?page\\_id=835](http://doctorcastello.com/?page_id=835). [Último acceso: 1 mayo 2018].
- [46] Ampellconsultores, «RIESGOS MUSCULOESQUELÉTICOS,» [En línea]. Available: <http://www.29783.com.pe/LEY%2029783%20PDF/Ergonom%C3%ADa/transtornos-musculo-esqueleticos/imagenes/musculoesqueleticos/transtornos-musculoesquel%C3%A9ticos-3.jpg>. [Último acceso: 15 mayo 2018].
- [47] L. TITANIUM, «LOWDE TITANIUM,» [En línea]. Available: <https://www.tornillosdetitanio.com/b2c/seccion/calculadoradepesos.htm/1>. [Último acceso: 16 abril 2018].
- [48] J. Cerra Catafau, Tratado de dolor neuropático, Madrid: Editorial Médica Panamericana, 2007.
- [49] sunshinearts, «123rf,» [En línea]. Available: [https://fr.123rf.com/photo\\_61431492\\_faces-%C3%A9chelle-de-la-douleur-%C3%A9chelle-d-%C3%A9valuation-de-la-douleur-des-m%C3%A9decins-](https://fr.123rf.com/photo_61431492_faces-%C3%A9chelle-de-la-douleur-%C3%A9chelle-d-%C3%A9valuation-de-la-douleur-des-m%C3%A9decins-)

comparatif-carte-%C3%A0-1-%C3%A9chelle-d.html. [Último acceso: 15 07 2018].

[50] S. Hemanth, «CodeREPO/MPU\_6050.ino,» [En línea]. Available: [https://github.com/Electroholics/CodeREPO/blob/master/MPU\\_6050.ino](https://github.com/Electroholics/CodeREPO/blob/master/MPU_6050.ino). [Último acceso: 5 mayo 2018].

[51] ALEGSA, «Definición de Add-on,» [En línea]. Available: <http://www.alegsa.com.ar/Dic/add-on.php>. [Último acceso: 15 mayo 2018].

[52] Dassault\_Systèmes, «Comprobación del Factor de seguridad,» [En línea]. Available: [http://help.solidworks.com/2013/spanish/solidworks/cworks/c\\_factor\\_of\\_safety\\_check.htm](http://help.solidworks.com/2013/spanish/solidworks/cworks/c_factor_of_safety_check.htm). [Último acceso: 16 mayo 2018].

[53] Dassault\_Systèmes, «Criterio de máxima tensión de von Mises,» [En línea]. Available: [http://help.solidworks.com/2013/spanish/solidworks/cworks/r\\_maximum\\_von\\_mises\\_stress\\_criterion.htm](http://help.solidworks.com/2013/spanish/solidworks/cworks/r_maximum_von_mises_stress_criterion.htm). [Último acceso: 16 mayo 2018].

## Anexos

### Anexo A Código de Adquisición de datos del MPU

```
“void setup() {  
  Wire.begin();  
  Wire.beginTransmission(MPU_addr);  
  Wire.write(0x6B);  
  Wire.write(0);  
  Wire.endTransmission(true);  
  Serial.begin(9600);  
}  
void loop() {  
  Wire.beginTransmission(MPU_addr);  
  Wire.write(0x3B);  
  Wire.endTransmission(false);  
  Wire.requestFrom(MPU_addr, 14, true);  
  AcX = Wire.read() << 8 | Wire.read();  
  AcY = Wire.read() << 8 | Wire.read();  
  AcZ = Wire.read() << 8 | Wire.read();  
  Tmp = Wire.read() << 8 | Wire.read();  
  GyX = Wire.read() << 8 | Wire.read();  
  GyY = Wire.read() << 8 | Wire.read();  
  GyZ = Wire.read() << 8 | Wire.read();  
  Serial.print("AcX = "); Serial.print(AcX);  
  Serial.print(" | AcY = ");  
  Serial.println(AcY + 400);  
  Serial.print(" | AcZ = "); Serial.print(AcZ);  
  // Serial.print(" | Tmp = ");  
  // Serial.println(Tmp / 340.00 + 36.53);  
  Serial.print(" | GyX = "); Serial.print(GyX);  
  Serial.print(" | GyY = "); Serial.print(GyY);  
  Serial.print(" | GyZ = "); Serial.println(GyZ);  
  delay(10);  
}” [50]
```

## Anexo B Posición Inicial del Prototipo

### Desarrollo Matemático

$$A = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & a \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} \cos \theta & -\cos \alpha \sin \theta & \sin \alpha \sin \theta & a \cos \theta \\ \sin \theta & \cos \alpha \cos \theta & -\sin \alpha \cos \theta & a \sin \theta \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha & d \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} \cos 0 & -\sin 0 & 0 & 0 \\ \sin 0 & \cos 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.15 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 90 & -\sin 90 & 0 \\ 0 & \sin 90 & \cos 90 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0.15 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$B$

$$= \begin{bmatrix} \cos 0 & -\sin 0 & 0 & 0 \\ \sin 0 & \cos 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.043 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 0 & -\sin 0 & 0 \\ 0 & \sin 0 & \cos 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.043 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T = A * B = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.1 \\ 0 & 0 & -1 & 0.043 \\ 0 & 1 & 0 & 0.150 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

### Programación Matlab

```
%Algoritmo Denavit-Hatrnberg Posición Inicial
startup_rvc
L1 = Link('d', 0.15, 'a', 0, 'alpha', pi/2)
L1.a
L1.d
L1.isrevolute
%L1.A(0.2)
L2 = Link('d', -0.043, 'a', 0.1, 'alpha', 0)
bot = SerialLink ([L1 L2], 'name', 'Prótesis')
bot.n
bot.fkine([0 0])
bot.plot([0 0])
```

## Resultados

L1 =

Revolute(std): theta=q, d=0.15, a=0, alpha=1.5708, offset=0

ans =

0

ans =

0.1500

ans =

1

L2 =

Revolute(std): theta=q, d=-0.043, a=0.1, alpha=0, offset=0

bot =

Protesis:: 2 axis, RR, stdDH, slowRNE

j	theta	d	a	alpha	offset
1	q1	0.15	0	1.5708	0
2	q2	-0.043	0.1	0	0

ans =

2

ans =

1	0	0	0.1
0	0	-1	0.043
0	1	0	0.15
0	0	0	1

## Anexo C Posición Inicial Movimiento 1 del Prototipo

### Desarrollo Matemático

$$A = \begin{bmatrix} \cos 0 & -\sin 0 & 0 & 0 \\ \sin 0 & \cos 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.15 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 90 & -\sin 90 & 0 \\ 0 & \sin 90 & \cos 90 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0.15 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$B$

$$= \begin{bmatrix} \cos -50 & -\sin -50 & 0 & 0 \\ \sin -50 & \cos -50 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.043 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 0 & -\sin 0 & 0 \\ 0 & \sin 0 & \cos 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} 0.643 & 0.766 & 0 & 0.064 \\ -0.766 & 0.643 & 0 & -0.077 \\ 0 & 0 & 1 & -0.043 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T = A * B = \begin{bmatrix} 0.643 & 0.766 & 0 & 0.064 \\ 0 & 0 & -1 & 0.043 \\ -0.766 & 0.643 & 0 & 0.073 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

### Programación Matlab

```
%Algoritmo Denavit-Hatrnberg Movimiento 1 Posición Inicial
startup_rvc
L1 = Link('d', 0.15, 'a', 0, 'alpha', pi/2)
L1.a
L1.d
L1.isrevolute
%L1.A(0.2)
L2 = Link('d', -0.043, 'a', 0.1, 'alpha', 0)
bot = SerialLink ([L1 L2], 'name', 'Prótesis')
bot.n
bot.fkine([0 -0.8726])
bot.plot([0 -0.8726])
```



## Resultados

L1 =

Revolute(std): theta=q, d=0.15, a=0, alpha=1.5708, offset=0

ans =

0

ans =

0.1500

ans =

1

L2 =

Revolute(std): theta=q, d=-0.043, a=0.1, alpha=0, offset=0

bot =

Protesis:: 2 axis, RR, stdDH, slowRNE

j	theta	d	a	alpha	offset
1	q1	0.15	0	1.5708	0
2	q2	-0.043	0.1	0	0

ans =

2

ans =

0.6428	0.7660	0	0.06428
0	0	-1	0.043
-0.7660	0.6428	0	0.0734
0	0	0	1

## Anexo D Posición Final Movimiento 1 del Prototipo

### Desarrollo Matemático

$$A = \begin{bmatrix} \cos 0 & -\sin 0 & 0 & 0 \\ \sin 0 & \cos 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.15 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 90 & -\sin 90 & 0 \\ 0 & \sin 90 & \cos 90 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0.15 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$B$

$$= \begin{bmatrix} \cos 50 & -\sin 50 & 0 & 0 \\ \sin 50 & \cos 50 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.043 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 0 & -\sin 0 & 0 \\ 0 & \sin 0 & \cos 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} 0.643 & -0.766 & 0 & 0.064 \\ 0.766 & 0.643 & 0 & 0.077 \\ 0 & 0 & 1 & -0.043 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T = A * B = \begin{bmatrix} 0.643 & -0.766 & 0 & 0.064 \\ 0 & 0 & -1 & 0.043 \\ 0.766 & 0.643 & 0 & 0.227 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

### Programación Matlab

```
%Algoritmo Denavit-Hatrnberg Posición Final Movimiento 1
startup_rvc
L1 = Link('d', 0.15, 'a', 0, 'alpha', pi/2)
L1.a
L1.d
L1.isrevolute
%L1.A(0.2)
L2 = Link('d', -0.043, 'a', 0.1, 'alpha', 0)
bot = SerialLink ([L1 L2], 'name', 'Prótesis')
bot.n
bot.fkine([0 0.8726])
bot.plot([0 0.8726])
```

## Resultados

L1 =

Revolute(std): theta=q, d=0.15, a=0, alpha=1.5708, offset=0

ans =

0

ans =

0.1500

ans =

1

L2 =

Revolute(std): theta=q, d=-0.043, a=0.1, alpha=0, offset=0

bot =

Protesis:: 2 axis, RR, stdDH, slowRNE

j	theta	d	a	alpha	offset
1	q1	0.15	0	1.5708	0
2	q2	-0.043	0.1	0	0

ans =

2

ans =

0.6428	-0.7660	0	0.06428
0	0	-1	0.043
0.7660	0.6428	0	0.2266
0	0	0	1

## Anexo E Posición Inicial Movimiento 2 del Prototipo

### Desarrollo Matemático

$$A = \begin{bmatrix} \cos 30 & -\sin 30 & 0 & 0 \\ \sin 30 & \cos 30 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.15 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 90 & -\sin 90 & 0 \\ 0 & \sin 90 & \cos 90 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} 0.866 & 0 & 0.500 & 0 \\ 0.500 & 0 & -0.866 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0.15 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} \cos 0 & -\sin 0 & 0 & 0 \\ \sin 0 & \cos 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.043 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 0 & -\sin 0 & 0 \\ 0 & \sin 0 & \cos 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.043 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T = A * B = \begin{bmatrix} 0.866 & 0 & 0.500 & 0.065 \\ 0.500 & 0 & -0.866 & 0.087 \\ 0 & 1 & 0 & 0.150 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

### Programación Matlab

```
%Algoritmo Denavit-Hatrnberg Posición Inicial Movimiento 2
startup_rvc
L1 = Link('d', 0.15, 'a', 0, 'alpha', pi/2)
L1.a
L1.d
L1.isrevolute
%L1.A(0.2)
L2 = Link('d', -0.043, 'a', 0.1, 'alpha', 0)
bot = SerialLink ([L1 L2], 'name', 'Prótesis')
bot.n
bot.fkine([0.523 0])
bot.plot([0.523 0])
```

## Resultados

L1 =

Revolute(std): theta=q, d=0.15, a=0, alpha=1.5708, offset=0

ans =

0

ans =

0.1500

ans =

1

L2 =

Revolute(std): theta=q, d=-0.043, a=0.1, alpha=0, offset=0

bot =

Protesis:: 2 axis, RR, stdDH, slowRNE

j	theta	d	a	alpha	offset
1	q1	0.15	0	1.5708	0
2	q2	-0.043	0.1	0	0

ans =

2

ans =

0.8663	0	0.4995	0.06515
0.4995	0	-0.8663	0.0872
0	1	0	0.15
0	0	0	1

## Anexo F Posición Final Movimiento 2 del Prototipo

### Desarrollo Matemático

$$A = \begin{bmatrix} \cos -30 & -\sin -30 & 0 & 0 \\ \sin -30 & \cos -30 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0.15 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 90 & -\sin 90 & 0 \\ 0 & \sin 90 & \cos 90 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$A = \begin{bmatrix} 0.866 & 0 & -0.500 & 0 \\ -0.500 & 0 & -0.866 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0.15 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} \cos 0 & -\sin 0 & 0 & 0 \\ \sin 0 & \cos 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.043 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos 0 & -\sin 0 & 0 \\ 0 & \sin 0 & \cos 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$B = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0.1 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & -0.043 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$T = A * B = \begin{bmatrix} 0.866 & 0 & -0.500 & 0.108 \\ -0.500 & 0 & -0.866 & -0.013 \\ 0 & 1 & 0 & 0.150 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

### Programación Matlab

```
%Algoritmo Denavit-Hatrnberg Posición Final Movimiento 2
startup_rvc
L1 = Link('d', 0.15, 'a', 0, 'alpha', pi/2)
L1.a
L1.d
L1.isrevolute
%L1.A(0.2)
L2 = Link('d', -0.043, 'a', 0.1, 'alpha', 0)
bot = SerialLink ([L1 L2], 'name', 'Protesis')
bot.n
bot.fkine([-0.523 0])
bot.plot([-0.523 0])
```

## Resultados

L1 =

Revolute(std): theta=q, d=0.15, a=0, alpha=1.5708, offset=0

ans =

0

ans =

0.1500

ans =

1

L2 =

Revolute(std): theta=q, d=-0.043, a=0.1, alpha=0, offset=0

bot =

Protesis:: 2 axis, RR, stdDH, slowRNE

j	theta	d	a	alpha	offset
1	q1	0.15	0	1.5708	0
2	q2	-0.043	0.1	0	0

ans =

2

ans =

0.8663	0	-0.4995	0.1081
-0.4995	0	-0.8663	-0.0127
0	1	0	0.15
0	0	0	1

## Anexo G

### Características Principales Pantalla Oled

#### 1 GENERAL DESCRIPTION

SSD1306 is a single-chip CMOS OLED/PLED driver with controller for organic / polymer light emitting diode dot-matrix graphic display system. It consists of 128 segments and 64 commons. This IC is designed for Common Cathode type OLED panel.

The SSD1306 embeds with contrast control, display RAM and oscillator, which reduces the number of external components and power consumption. It has 256-step brightness control. Data/Commands are sent from general MCU through the hardware selectable 6800/8000 series compatible Parallel Interface, I<sup>2</sup>C interface or Serial Peripheral Interface. It is suitable for many compact portable applications, such as mobile phone sub-display, MP3 player and calculator, etc.

#### 2 FEATURES

- Resolution: 128 x 64 dot matrix panel
- Power supply
  - V<sub>DD</sub> = 1.65V to 3.3V for IC logic
  - V<sub>CC</sub> = 7V to 15V for Panel driving
- For matrix display
  - OLED driving output voltage, 15V maximum
  - Segment maximum source current: 100uA
  - Common maximum sink current: 15mA
  - 256 step contrast brightness current control
- Embedded 128 x 64 bit SRAM display buffer
- Pin selectable MCU Interfaces:
  - 8-bit 6800/8080-series parallel interface
  - 3/4 wire Serial Peripheral Interface
  - I<sup>2</sup>C Interface
- Screen saving continuous scrolling function in both horizontal and vertical direction
- RAM write synchronization signal
- Programmable Frame Rate and Multiplexing Ratio
- Row Re-mapping and Column Re-mapping
- On-Chip Oscillator
- Chip layout for COG & COF
- Wide range of operating temperature: -40°C to 85°C

#### 3 ORDERING INFORMATION

Table 3-1: Ordering Information

Ordering Part Number	SEG	COM	Package Form	Reference	Remark
SSD1306Z	128	64	COG	8	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ Min SEG pad pitch : 47um</li> <li>○ Min COM pad pitch : 40um</li> <li>○ Die thickness: 300 +/- 25um</li> </ul>
SSD1306TR1	104	48	TAB	11, 56	<ul style="list-style-type: none"> <li>○ 35mm film, 4 sprocket hole, Folding TAB</li> <li>○ 8-bit 80 / 8-bit 68 / SPI / I<sup>2</sup>C interface</li> <li>○ SEG, COM lead pitch 0.1mm x 0.997 = 0.0997mm</li> <li>○ Die thickness: 457 +/- 25um</li> </ul>



# Anexo H

## Características Principales MPU 6050

### 5 Features

#### 5.1 Gyroscope Features

The triple-axis MEMS gyroscope in the MPU-60X0 includes a wide range of features:

- Digital-output X-, Y-, and Z-Axis angular rate sensors (gyroscopes) with a user-programmable full-scale range of  $\pm 250$ ,  $\pm 500$ ,  $\pm 1000$ , and  $\pm 2000^\circ/\text{sec}$
- External sync signal connected to the FSYNC pin supports image, video and GPS synchronization
- Integrated 16-bit ADCs enable simultaneous sampling of gyros
- Enhanced bias and sensitivity temperature stability reduces the need for user calibration
- Improved low-frequency noise performance
- Digitally-programmable low-pass filter
- Gyroscope operating current: 3.6mA
- Standby current: 5 $\mu$ A
- Factory calibrated sensitivity scale factor
- User self-test

#### 5.2 Accelerometer Features

The triple-axis MEMS accelerometer in MPU-60X0 includes a wide range of features:

- Digital-output triple-axis accelerometer with a programmable full scale range of  $\pm 2g$ ,  $\pm 4g$ ,  $\pm 8g$  and  $\pm 16g$
- Integrated 16-bit ADCs enable simultaneous sampling of accelerometers while requiring no external multiplexer
- Accelerometer normal operating current: 500 $\mu$ A
- Low power accelerometer mode current: 10 $\mu$ A at 1.25Hz, 20 $\mu$ A at 5Hz, 60 $\mu$ A at 20Hz, 110 $\mu$ A at 40Hz
- Orientation detection and signaling
- Tap detection
- User-programmable interrupts
- High-G interrupt
- User self-test

#### 5.3 Additional Features

The MPU-60X0 includes the following additional features:

- 9-Axis MotionFusion by the on-chip Digital Motion Processor (DMP)
- Auxiliary master I<sup>2</sup>C bus for reading data from external sensors (e.g., magnetometer)
- 3.9mA operating current when all 6 motion sensing axes and the DMP are enabled
- VDD supply voltage range of 2.375V-3.46V
- Flexible VLOGIC reference voltage supports multiple I<sup>2</sup>C interface voltages (MPU-6050 only)
- Smallest and thinnest QFN package for portable devices: 4x4x0.9mm
- Minimal cross-axis sensitivity between the accelerometer and gyroscope axes
- 1024 byte FIFO buffer reduces power consumption by allowing host processor to read the data in bursts and then go into a low-power mode as the MPU collects more data
- Digital-output temperature sensor
- User-programmable digital filters for gyroscope, accelerometer, and temp sensor
- 10,000 g shock tolerant
- 400kHz Fast Mode I<sup>2</sup>C for communicating with all registers
- 1MHz SPI serial interface for communicating with all registers (MPU-6000 only)
- 20MHz SPI serial interface for reading sensor and interrupt registers (MPU-6000 only)
  
- MEMS structure hermetically sealed and bonded at wafer level
- RoHS and Green compliant

#### 5.4 MotionProcessing

- Internal Digital Motion Processing™ (DMP™) engine supports 3D MotionProcessing and gesture recognition algorithms
- The MPU-60X0 collects gyroscope and accelerometer data while synchronizing data sampling at a user defined rate. The total dataset obtained by the MPU-60X0 includes 3-Axis gyroscope data, 3-Axis accelerometer data, and temperature data. The MPU's calculated output to the system processor can also include heading data from a digital 3-axis third party magnetometer.
- The FIFO buffers the complete data set, reducing timing requirements on the system processor by allowing the processor burst read the FIFO data. After burst reading the FIFO data, the system processor can save power by entering a low-power sleep mode while the MPU collects more data.
- Programmable interrupt supports features such as gesture recognition, panning, zooming, scrolling, tap detection, and shake detection
- Digitally-programmable low-pass filters
- Low-power pedometer functionality allows the host processor to sleep while the DMP maintains the step count.

#### 5.5 Clocking

- On-chip timing generator  $\pm 1\%$  frequency variation over full temperature range
- Optional external clock inputs of 32.768kHz or 19.2MHz

## Anexo I

### Características Principales Bluetooth HC – 05 HC – 06

#### HC-05 Default Settings

Default Bluetooth Name: "HC-05"

Default Password: 1234 or 0000

Default Communication: Slave

Default Mode: Data Mode

Data Mode Baud Rate: 9600, 8, N, 1

Command Mode Baud Rate: 38400, 8, N, 1

Default firmware: LINVOR

#### HC-05 Technical Specifications

- Serial Bluetooth module for [Arduino](#) and other microcontrollers
- Operating Voltage: 4V to 6V (Typically +5V)
- Operating Current: 30mA
- Range: <100m
- Works with Serial communication (USART) and TTL compatible
- Follows IEEE 802.15.1 standardized protocol
- Uses Frequency-Hopping Spread spectrum (FHSS)
- Can operate in Master, Slave or Master/Slave mode
- Can be easily interfaced with Laptop or Mobile phones with Bluetooth
- Supported baud rate: 9600,19200,38400,57600,115200,230400,460800.

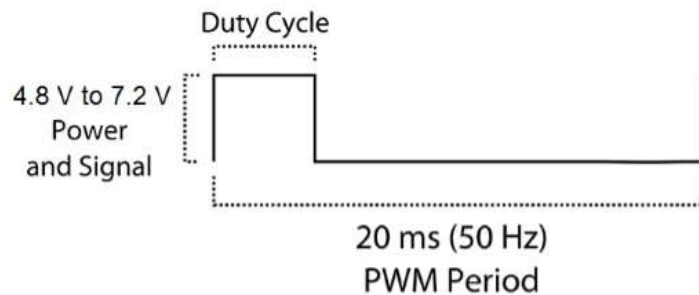
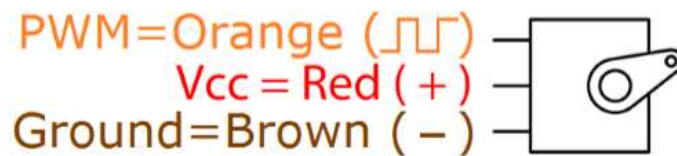
## Anexo J

### Características Principales Servomotor MG996

This high-torque standard servo can rotate approximately 120 degrees (60 in each direction). You can use any servo code, hardware or library to control these servos, so it's great for beginners who want to make stuff move without building a motor controller with feedback & gear box, especially since it will fit in small places. The MG996R Metal Gear Servo also comes with a selection of arms and hardware to get you set up nice and fast!

#### Specifications

- Weight: 55 g
- Dimension: 40.7 x 19.7 x 42.9 mm approx.
- Stall torque: 9.4 kgf-cm (4.8 V), 11 kgf-cm (6 V)
- Operating speed: 0.17 s/60° (4.8 V), 0.14 s/60° (6 V)
  
- Operating voltage: 4.8 V a 7.2 V
- Running Current 500 mA – 900 mA (6V)
- Stall Current 2.5 A (6V)
- Dead band width: 5  $\mu$ s
- Stable and shock proof double ball bearing design
- Temperature range: 0 °C – 55 °C

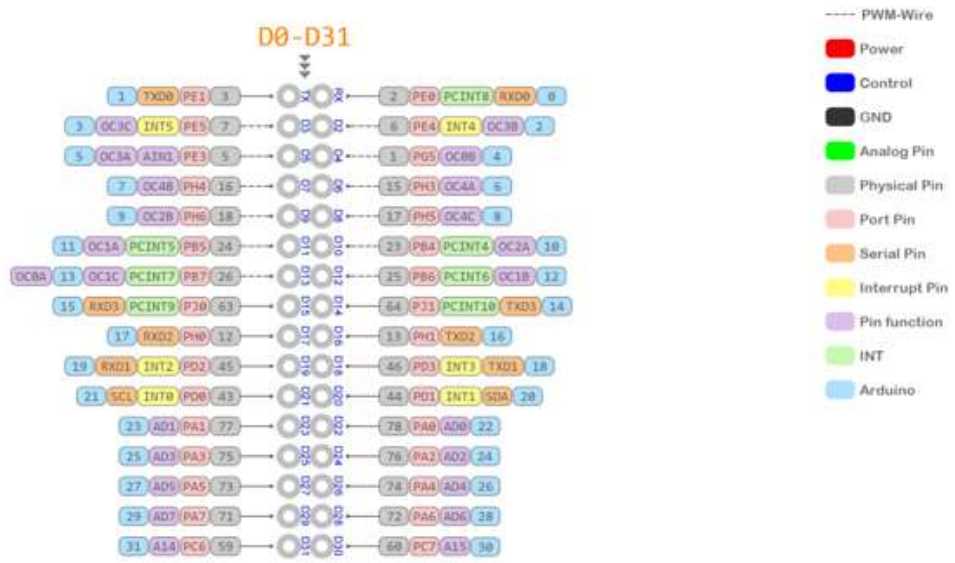
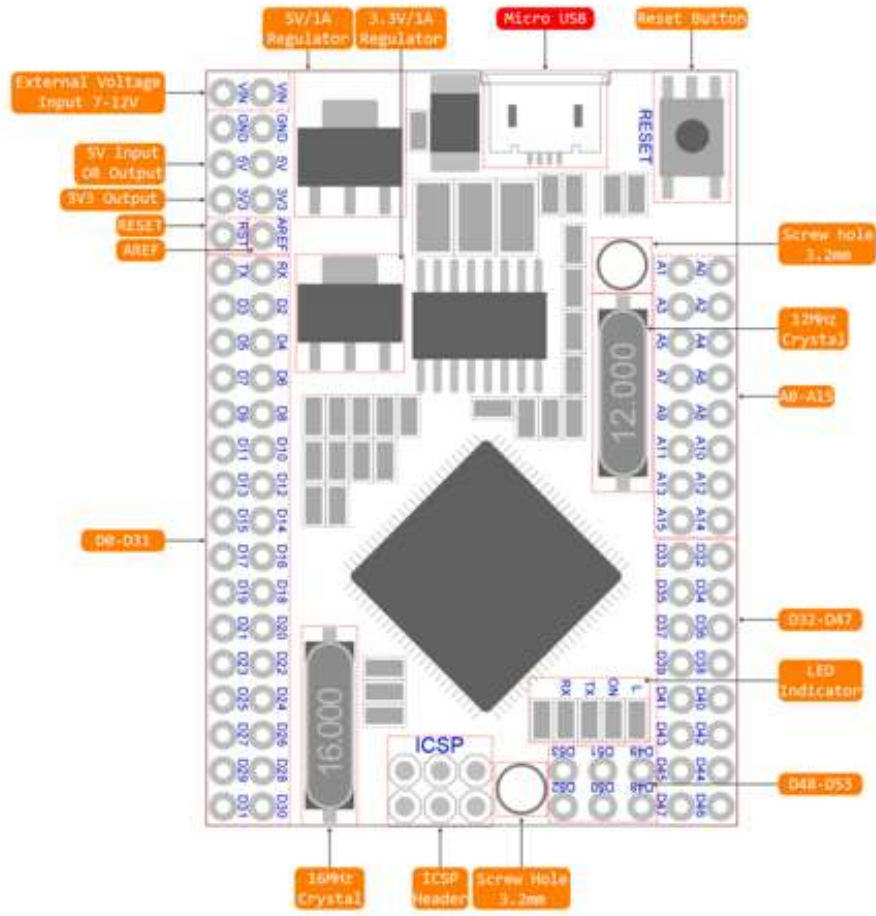


## Anexo K

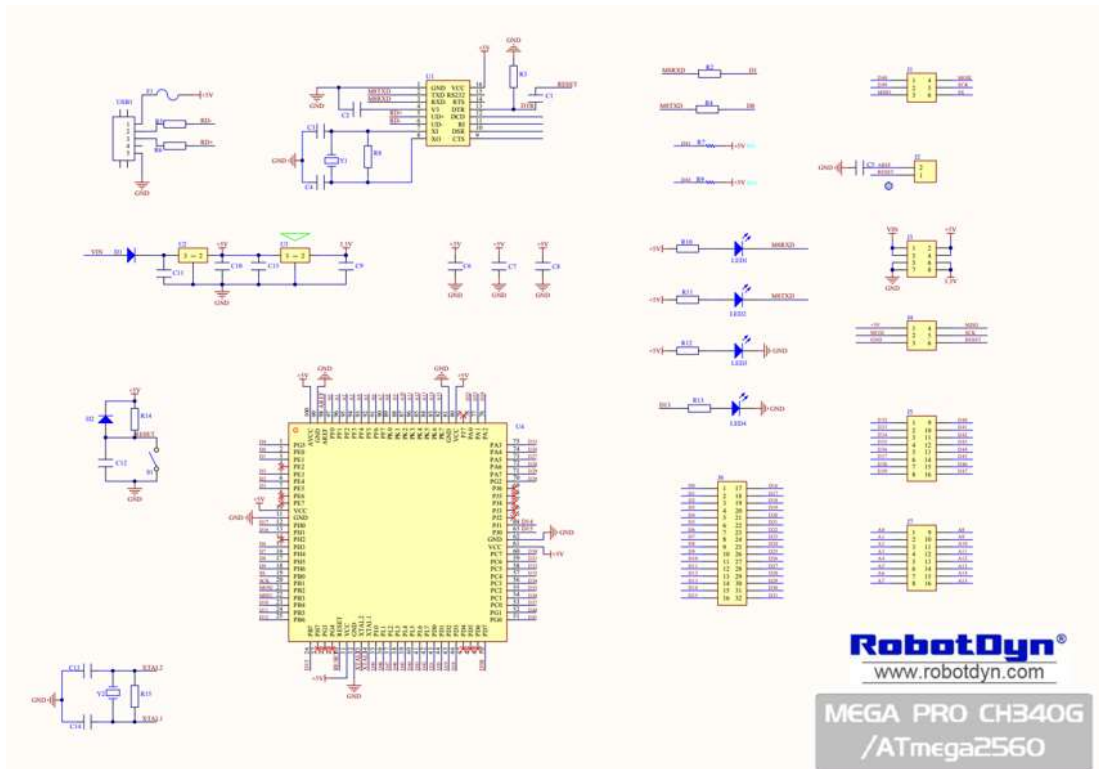
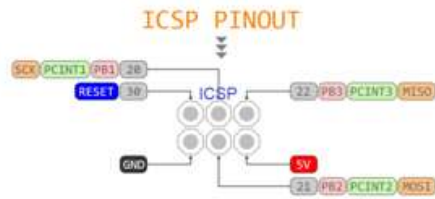
### Características Principales Servomotor HS-755HB

Dimensions	2.3" x 1.1" x 2.0" (59 x 29 x 50mm)
Product Weight	3.88 oz. (110g)
Output Shaft Style	24 tooth (C3) spline
Voltage Range	4.8V - 6.0V
No-Load Speed (4.8V)	0.25sec/60°
No-Load Speed (6.0V)	0.23sec/60°
Stall Torque (4.8V)	155 oz./in. (11kg cm)
Stall Torque (6.0V)	185 oz./in. (13.2kg cm)
Max PWM Signal Range (Standard)	555-2410usec
Travel per $\mu$ s (out of box)	109°/ $\mu$ sec
Max Travel (out of box)	202°
Pulse Amplitude	3-5V
Operating Temperature	-20°C to +60°C
Current Drain - idle (4.8V)	8mA
Current Drain - idle (6.0V)	8.7mA
Current Drain - no-load (4.8V)	230mA
Current Drain - no-load (6V)	285mA
Continuous Rotation Modifiable	Yes
Direction w/ Increasing PWM Signal	Clockwise
Deadband Width	8 $\mu$ s
Motor Type	3 Pole Ferrite
Potentiometer Drive	Indirect Drive
Feedback Style	5KD Potentiometer
Output Shaft Support	1 Bearing and 1 Oilite Bushing
Gear Type	Straight Cut Spur
Gear Material	Karbonite
Wire Length	11.81" (300mm)
Wire Gauge	22AWG





- PWM-Wire
- Power
- Control
- GND
- Analog Pin
- Physical Pin
- Port Pin
- Serial Pin
- Interrupt Pin
- Pin function
- INT
- Arduino



**Anexo M**  
**Análisis de Esfuerzos Pieza 1**

Nombre	Plástico PMMA	
General	Densidad de masa	1,188 g/cm <sup>3</sup>
	Límite de elasticidad	48,9 MPa
	Resistencia máxima a tracción	79,8 MPa
Tensión	Módulo de Young	2,74 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,355 su
	Módulo cortante	1,01107 GPa
Nombre(s) de pieza	Pieza1.1.ipt	

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	46515,4 mm <sup>3</sup>	
Masa	0,0552603 kg	
Tensión de Von Mises	0,000000000172273 MPa	0,094726 MPa
Primera tensión principal	-0,0178361 MPa	0,0674236 MPa
Tercera tensión principal	-0,112867 MPa	0,00466089 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,000249043 mm
Coefficiente de seguridad	15 su	15 su
Tensión XX	-0,111922 MPa	0,0226318 MPa
Tensión XY	-0,0351074 MPa	0,0309172 MPa
Tensión XZ	-0,00853922 MPa	0,0428474 MPa
Tensión YY	-0,0465015 MPa	0,0238714 MPa
Tensión YZ	-0,0146021 MPa	0,00975759 MPa
Tensión ZZ	-0,01993 MPa	0,0548927 MPa
Desplazamiento X	-0,00001004 mm	0,000228581 mm
Desplazamiento Y	-0,0000195129 mm	0,0000214246 mm
Desplazamiento Z	-0,0000025382 mm	0,0000987909 mm
Deformación equivalente	0,0000000000000801723 su	0,0000319125 su
Primera deformación principal	-0,000000000000167574 su	0,0000254815 su
Tercera deformación principal	-0,0000350353 su	-0,00000000000000112918 su
Deformación XX	-0,000032547 su	0,00000216653 su
Deformación XY	-0,0000173615 su	0,0000152893 su
Deformación XZ	-0,00000422286 su	0,0000211891 su
Deformación YY	-0,00000458585 su	0,00000967013 su
Deformación YZ	-0,00000722109 su	0,00000482538 su
Deformación ZZ	-0,000000878922 su	0,000018787 su



**Anexo N**  
**Análisis de Esfuerzos Pieza 2**

Nombre	Plástico PMMA	
General	Densidad de masa	1.188 g/cm <sup>3</sup>
	Límite de elasticidad	48.9 MPa
	Resistencia máxima a tracción	79.8 MPa
Tensión	Módulo de Young	2.74 GPa
	Coefficiente de Poisson	0.355 su
	Módulo cortante	1.01107 GPa
Nombre(s) de pieza	Pieza2.ipt	

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	17674.4 mm <sup>3</sup>	
Masa	0.0209972 kg	
Tensión de Von Mises	0.0000774569 MPa	1.10821 MPa
Primera tensión principal	-0.0111254 MPa	0.741732 MPa
Tercera tensión principal	-0.820367 MPa	0.0097679 MPa
Desplazamiento	0 mm	0.00574006 mm
Coefficiente de seguridad	15 su	15 su
Tensión XX	-0.163571 MPa	0.188401 MPa
Tensión XY	-0.265047 MPa	0.36299 MPa
Tensión XZ	-0.300304 MPa	0.353965 MPa
Tensión YY	-0.632702 MPa	0.286965 MPa
Tensión YZ	-0.307573 MPa	0.407834 MPa
Tensión ZZ	-0.595286 MPa	0.589266 MPa
Desplazamiento X	-0.000787864 mm	0.000675994 mm
Desplazamiento Y	-0.00334228 mm	0.00208996 mm
Desplazamiento Z	-0.00537374 mm	0.000724681 mm
Deformación equivalente	0.000000261704 su	0.000366343 su
Primera deformación principal	0.000000212048 su	0.000296847 su
Tercera deformación principal	-0.000335968 su	-0.000000205662 su
Deformación XX	-0.0000320257 su	0.0000317724 su
Deformación XY	-0.000131073 su	0.000179508 su
Deformación XZ	-0.000148508 su	0.000175045 su
Deformación YY	-0.000243163 su	0.000146915 su
Deformación YZ	-0.000152103 su	0.000201684 su
Deformación ZZ	-0.000213929 su	0.000217259 su

**Anexo O**  
**Análisis de Esfuerzos Pieza 3 con Modificación 2**

Nombre	Plástico PMMA	
General	Densidad de masa	1,188 g/cm <sup>3</sup>
	Límite de elasticidad	48,9 MPa
	Resistencia máxima a tracción	79,8 MPa
Tensión	Módulo de Young	2,74 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,355 su
	Módulo cortante	1,01107 GPa
Nombre(s) de pieza	Pieza3.ipt	

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	19052,4 mm <sup>3</sup>	
Masa	0,0226342 kg	
Tensión de Von Mises	0,00136632 MPa	2,24504 MPa
Primera tensión principal	-0,327302 MPa	2,67331 MPa
Tercera tensión principal	-2,33921 MPa	0,257799 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,175383 mm
Coefficiente de seguridad	15 su	15 su
Tensión XX	-2,32174 MPa	2,1388 MPa
Tensión XY	-0,28135 MPa	0,337619 MPa
Tensión XZ	-0,746572 MPa	0,733175 MPa
Tensión YY	-0,694098 MPa	0,727284 MPa
Tensión YZ	-0,441615 MPa	0,474868 MPa
Tensión ZZ	-1,33796 MPa	2,11855 MPa
Desplazamiento X	-0,0124363 mm	0,012357 mm
Desplazamiento Y	-0,0148905 mm	0,00954622 mm
Desplazamiento Z	-0,174827 mm	0,00128891 mm
Deformación equivalente	0,000000450878 su	0,000745437 su
Primera deformación principal	0,000000256701 su	0,000800419 su
Tercera deformación principal	-0,000781438 su	-0,000000291932 su
Deformación XX	-0,000772802 su	0,000765229 su
Deformación XY	-0,000139135 su	0,000166961 su
Deformación XZ	-0,000369199 su	0,000362574 su
Deformación YY	-0,000429357 su	0,000279159 su
Deformación YZ	-0,00021839 su	0,000234835 su
Deformación ZZ	-0,000461973 su	0,000785429 su

**Anexo P**  
**Análisis de Esfuerzos Pieza 3 con Modificación 1**

Nombre	Plástico PMMA	
General	Densidad de masa	1,188 g/cm <sup>3</sup>
	Límite de elasticidad	48,9 MPa
	Resistencia máxima a tracción	79,8 MPa
Tensión	Módulo de Young	2,74 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,355 su
	Módulo cortante	1,01107 GPa
Nombre(s) de pieza	Pieza3.2.ipt	

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	34770,1 mm <sup>3</sup>	
Masa	0,0413068 kg	
Tensión de Von Mises	0,00174762 MPa	5,01142 MPa
Primera tensión principal	-0,941849 MPa	3,57165 MPa
Tercera tensión principal	-4,38701 MPa	0,689075 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,663545 mm
Coefficiente de seguridad	13,8554 su	15 su
Tensión XX	-1,92266 MPa	1,17812 MPa
Tensión XY	-0,889968 MPa	1,73198 MPa
Tensión XZ	-1,25277 MPa	2,13111 MPa
Tensión YY	-1,98357 MPa	1,96125 MPa
Tensión YZ	-1,19357 MPa	0,845082 MPa
Tensión ZZ	-3,65028 MPa	3,15031 MPa
Desplazamiento X	-0,00390504 mm	0,00389265 mm
Desplazamiento Y	-0,0156138 mm	0,0103336 mm
Desplazamiento Z	-0,663374 mm	0,0244332 mm
Deformación equivalente	0,000000581516 su	0,00165583 su
Primera deformación principal	0,000000458859 su	0,00126642 su
Tercera deformación principal	-0,00158179 su	-0,000000413557 su
Deformación XX	-0,000459824 su	0,000274523 su
Deformación XY	-0,000440112 su	0,000856507 su
Deformación XZ	-0,000619527 su	0,00105389 su
Deformación YY	-0,000545691 su	0,000656566 su
Deformación YZ	-0,000590249 su	0,000417915 su
Deformación ZZ	-0,000963131 su	0,000998525 su

**Anexo Q**  
**Análisis de Esfuerzos Pieza 2 con Modificación 1**

Nombre	Plástico PMMA	
General	Densidad de masa	1,188 g/cm <sup>3</sup>
	Límite de elasticidad	48,9 MPa
	Resistencia máxima a tracción	79,8 MPa
Tensión	Módulo de Young	2,74 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,355 su
	Módulo cortante	1,01107 GPa
Nombre(s) de pieza	Pieza2.ipt	

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	18143,9 mm <sup>3</sup>	
Masa	0,021555 kg	
Tensión de Von Mises	0,000063109 MPa	0,66819 MPa
Primera tensión principal	-0,00585594 MPa	0,429896 MPa
Tercera tensión principal	-0,523362 MPa	0,0063512 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,00335281 mm
Coefficiente de seguridad	15 su	15 su
Tensión XX	-0,155473 MPa	0,112802 MPa
Tensión XY	-0,208744 MPa	0,226875 MPa
Tensión XZ	-0,20358 MPa	0,138276 MPa
Tensión YY	-0,40302 MPa	0,280922 MPa
Tensión YZ	-0,225019 MPa	0,195793 MPa
Tensión ZZ	-0,389964 MPa	0,307139 MPa
Desplazamiento X	-0,000639388 mm	0,00063005 mm
Desplazamiento Y	-0,00130279 mm	0,0013513 mm
Desplazamiento Z	-0,00310009 mm	0,000443398 mm
Deformación equivalente	0,0000000209625 su	0,000220911 su
Primera deformación principal	0,0000000135895 su	0,000185231 su
Tercera deformación principal	-0,000200056 su	-0,0000000171736 su
Deformación XX	-0,0000155595 su	0,000016152 su
Deformación XY	-0,000103229 su	0,000112196 su
Deformación XZ	-0,000100676 su	0,0000683811 su
Deformación YY	-0,000137978 su	0,00011156 su
Deformación YZ	-0,000111278 su	0,0000968248 su
Deformación ZZ	-0,000149913 su	0,00010966 su

**Anexo R**  
**Análisis de Esfuerzos Pieza 2 con Modificación 2**

Nombre	Plástico PMMA	
General	Densidad de masa	1,188 g/cm <sup>3</sup>
	Límite de elasticidad	48,9 MPa
	Resistencia máxima a tracción	79,8 MPa
Tensión	Módulo de Young	2,74 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,355 su
	Módulo cortante	1,01107 GPa
Nombre(s) de pieza	Pieza2.5final.ipt	

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	21542 mm <sup>3</sup>	
Masa	0,0255919 kg	
Tensión de Von Mises	0,000512481 MPa	3,18799 MPa
Primera tensión principal	-0,0413578 MPa	2,3281 MPa
Tercera tensión principal	-2,68653 MPa	0,0412165 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,0347429 mm
Coefficiente de seguridad	15 su	15 su
Tensión XX	-0,639922 MPa	0,438036 MPa
Tensión XY	-1,19314 MPa	1,09619 MPa
Tensión XZ	-0,840917 MPa	1,02896 MPa
Tensión YY	-2,12287 MPa	1,40574 MPa
Tensión YZ	-1,144 MPa	1,03651 MPa
Tensión ZZ	-1,63052 MPa	1,12164 MPa
Desplazamiento X	-0,00322429 mm	0,00380442 mm
Desplazamiento Y	-0,0220999 mm	0,00752119 mm
Desplazamiento Z	-0,0287275 mm	0,00224914 mm
Deformación equivalente	0,000000169082 su	0,0010579 su
Primera deformación principal	0,000000122105 su	0,000903556 su
Tercera deformación principal	-0,0010159 su	-0,00000016475 su
Deformación XX	-0,000072279 su	0,0000548287 su
Deformación XY	-0,000590038 su	0,000542092 su
Deformación XZ	-0,000415855 su	0,000508847 su
Deformación YY	-0,000737154 su	0,000596278 su
Deformación YZ	-0,000565739 su	0,000512582 su
Deformación ZZ	-0,000644289 su	0,000535067 su

### Análisis de Esfuerzos Pieza 3 con Modificación 2

Nombre	Plástico PMMA	
General	Densidad de masa	1,188 g/cm <sup>3</sup>
	Límite de elasticidad	48,9 MPa
	Resistencia máxima a tracción	79,8 MPa
Tensión	Módulo de Young	2,74 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,355 su
	Módulo cortante	1,01107 GPa
Nombre(s) de pieza	Pieza3.2.ipt	

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	34881 mm <sup>3</sup>	
Masa	0,0414386 kg	
Tensión de Von Mises	0,00337239 MPa	3,58283 MPa
Primera tensión principal	-0,210524 MPa	4,68502 MPa
Tercera tensión principal	-2,07553 MPa	0,8888 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,763392 mm
Coefficiente de seguridad	13,6484 su	15 su
Tensión XX	-1,02915 MPa	1,2665 MPa
Tensión XY	-0,791518 MPa	0,625462 MPa
Tensión XZ	-0,774343 MPa	0,741289 MPa
Tensión YY	-1,76622 MPa	2,49029 MPa
Tensión YZ	-1,2904 MPa	0,622111 MPa
Tensión ZZ	-1,4271 MPa	3,93418 MPa
Desplazamiento X	-0,00547737 mm	0,00526922 mm
Desplazamiento Y	-0,0176266 mm	0,0111544 mm
Desplazamiento Z	-0,763211 mm	0,0111165 mm
Deformación equivalente	0,00000113414 su	0,00121168 su
Primera deformación principal	0,000000613632 su	0,00137862 su
Tercera deformación principal	-0,000670717 su	-0,0000011347 su
Deformación XX	-0,000467328 su	0,000180501 su
Deformación XY	-0,000391426 su	0,000309307 su
Deformación XZ	-0,000382932 su	0,000366586 su
Deformación YY	-0,000621891 su	0,00058911 su
Deformación YZ	-0,000638138 su	0,00030765 su
Deformación ZZ	-0,000474829 su	0,00124429 su

**Anexo S**  
**Código Desarrollado para Adquisición de Datos y Conversión a Ángulos**

```
void updateFiltered()
{
    dt = (millis() - tiempo_prev) / 1000.0;
    tiempo_prev = millis();
    float accel_ang_x = atan(ay / sqrt(pow(ax, 2) + pow(az, 2))) * (180.0 / 3.14);
    float accel_ang_y = atan(-ax / sqrt(pow(ay, 2) + pow(az, 2))) * (180.0 / 3.14);
    ang_x = 0.98 * (ang_x_prev + (gx / 131) * dt) + 0.02 * accel_ang_x;
    ang_y = 0.98 * (ang_y_prev + (gy / 131) * dt) + 0.02 * accel_ang_y;
    ang_x_prev = ang_x;
    ang_y_prev = ang_y;
}

void setup()
{
    Serial.begin(115200);
    Wire.begin();
    mpu.initialize();
}

void loop()
{
    mpu.getAcceleration(&ax, &ay, &az);
    mpu.getRotation(&gx, &gy, &gz);
    updateFiltered();
    Serial.println(ang_y + 10);
    delay(100);
}
```

**Anexo T**  
**Código Desarrollado para Adquisición de Ángulos y Funcionamiento de Servomotores**

```
void setup() {  
  
  Wire.begin();  
  
  Wire.beginTransmission(MPU);  
  
  Wire.write(0x6B);  
  
  Wire.write(0);  
  
  Wire.endTransmission(true);  
  
  Serial.begin(115200);  
  
  myservo.attach(9);  
  
  myservo.write(angulo);  
  
  delay(100);  
  
}  
  
void loop() {  
  
  Wire.beginTransmission(MPU);  
  
  Wire.write(0x3B);  
  
  Wire.endTransmission(false);  
  
  Wire.requestFrom(MPU, 6, true);  
  
  AcX = Wire.read() << 8 | Wire.read();  
  
  AcY = Wire.read() << 8 | Wire.read();  
  
  AcZ = Wire.read() << 8 | Wire.read();  
  
  Acc[1] = atan(-1 * (AcX / A_R) / sqrt(pow((AcY / A_R), 2) + pow((AcZ / A_R),  
2))) * RAD_TO_DEG;  
  
  Acc[0] = atan((AcY / A_R) / sqrt(pow((AcX / A_R), 2) + pow((AcZ / A_R), 2))) *  
RAD_TO_DEG;  
  
  Wire.beginTransmission(MPU);  
  
  Wire.write(0x43);
```



```

Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU, 4, true);
GyX = Wire.read() << 8 | Wire.read();
GyY = Wire.read() << 8 | Wire.read();
Gy[0] = GyX / G_R;
Gy[1] = GyY / G_R;
Angle[0] = 0.98 * (Angle[0] + Gy[0] * 0.010) + 0.02 * Acc[0];
Angle[1] = 0.98 * (Angle[1] + Gy[1] * 0.010) + 0.02 * Acc[1];
Serial.println(Angle[0] + 90);
while (Serial.available())
{
  angulo = Serial.parseInt();
  pre = angulo;
  angulo = 180 - angulo;
  myservo.write(angulo);
  delay(100);
}
}

```

## Anexo U

### Código Desarrollado para Funcionamiento de Pantalla y Actuadores

```

void setup()
{
  display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC,
  0x3C);

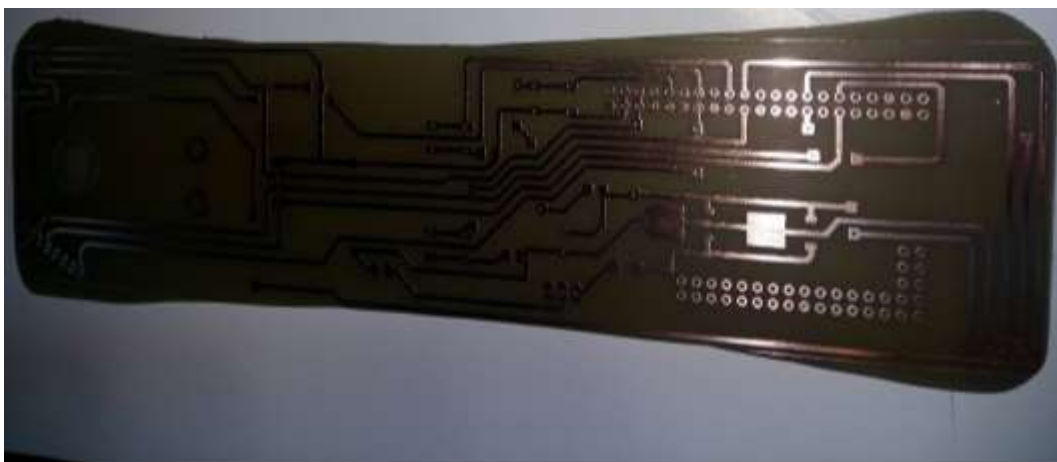
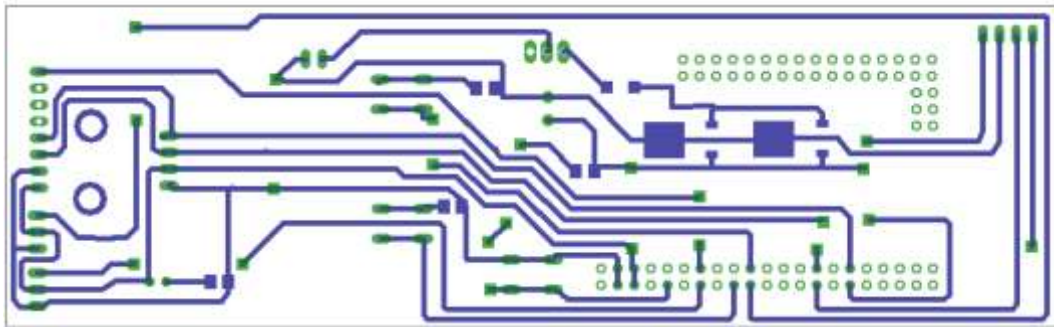
  pinMode(p1, INPUT);
  pinMode(p2, INPUT);
  mt1.attach(5);
  mt2.attach(6);
  mt1.write (90);
  mt2.write(90);
  delay(1000);
  display.clearDisplay();
  display.display();
  display.setTextSize(1);
  display.setTextColor(WHITE);
  display.setCursor(0, 0);
  display.println("  TESIS: ");
  // display.setTextColor(BLACK, WHITE);
  display.println("REHABILITADOR DE
  MANO");
  display.println("  UTA ");
  display.display();
  delay(3000);
  display.clearDisplay();
  display.display();
}

void loop()
{
  display.display();
  display.setTextSize(1);
  display.setTextColor(WHITE);
  display.setCursor(0, 0);
  display.println("SELECCIONE
  MOVIMIENTO");
  display.println(" ");
  display.println(" P1 MOVIMIENTO 1");
  display.println(" P2 MOVIMIENTO 2");
  delay(100);
  display.display();
  vp1 = digitalRead(p1);
  vp2 = digitalRead(p2);
  if (vp1 == 1)
  {
    display.clearDisplay();
    display.display();
    display.setTextSize(1);
    display.setTextColor(WITE);
    display.setCursor(0, 0);
    display.println(" MOVIMIENTO 1");
    delay(100);
    display.display();
    movimiento1();
    delay(100);
    movimiento1();
    delay(100);
    movimiento1();
    display.clearDisplay();
  }
  if (vp2 == 1)
  {
    display.clearDisplay();
    display.display();
  }
}

```



Anexo V  
Diseño y Construcción de Circuito Electrónico y Placa Electrónica

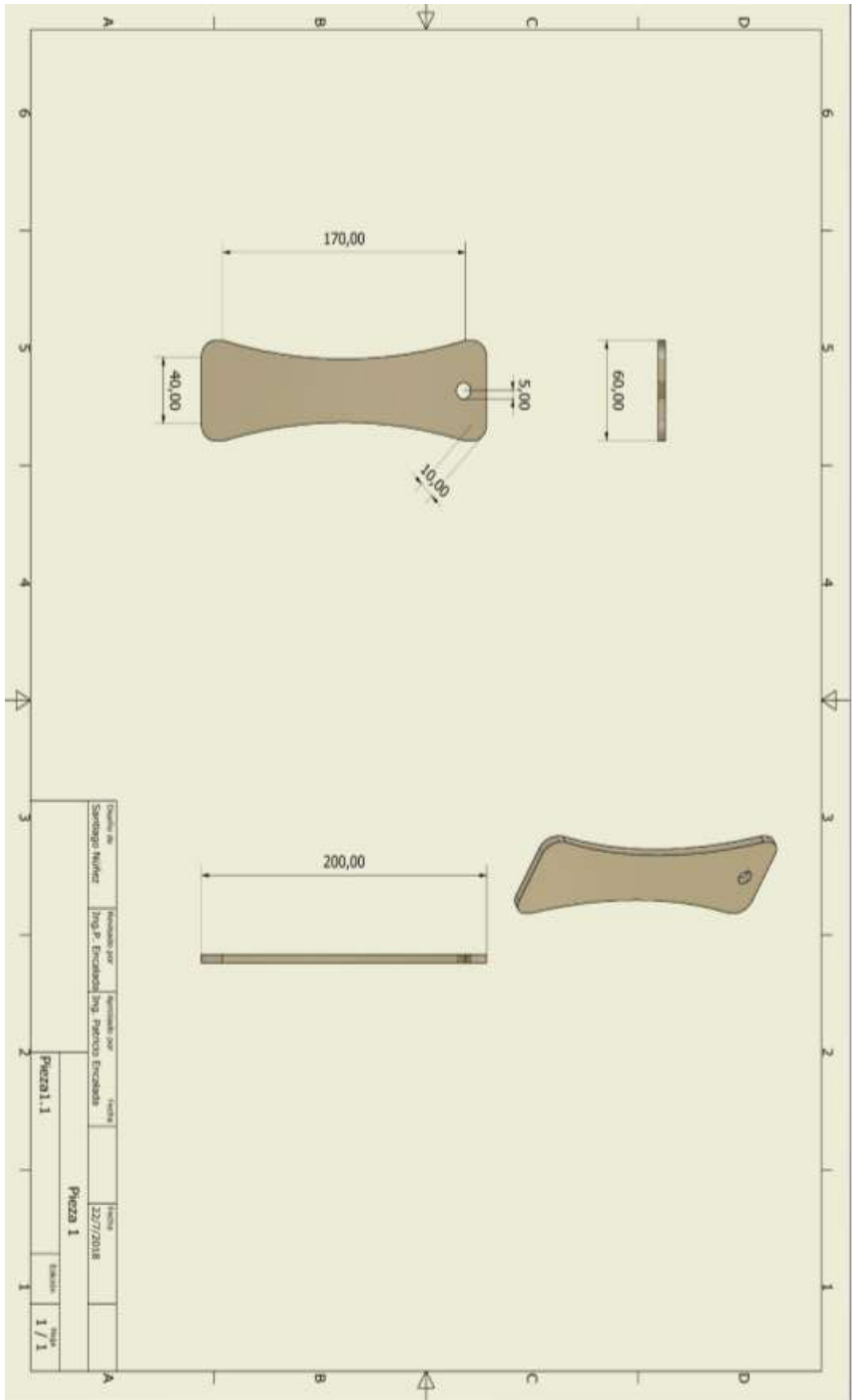




**Anexo W**  
**Análisis de la Pieza 1 Final con Plano**

Nombre	Poliestireno, alto impacto	
General	Densidad de masa	1,022 g/cm <sup>3</sup>
	Límite de elasticidad	26,5 MPa
	Resistencia máxima a tracción	25,5 MPa
Tensión	Módulo de Young	1,9 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,38 su
	Módulo cortante	0,688406 GPa
Nombre(s) de pieza	Pieza1.1.ipt	

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	46515,4 mm <sup>3</sup>	
Masa	0,0475388 kg	
Tensión de Von Mises	0,00000000099284 MPa	0,191441 MPa
Primera tensión principal	-0,0350187 MPa	0,159614 MPa
Tercera tensión principal	-0,215357 MPa	0,0181345 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,000580264 mm
Coefficiente de seguridad	15 su	15 su
Tensión XX	-0,213341 MPa	0,0652777 MPa
Tensión XY	-0,0461068 MPa	0,0511548 MPa
Tensión XZ	-0,106032 MPa	0,0978141 MPa
Tensión YY	-0,0925186 MPa	0,0652777 MPa
Tensión YZ	-0,0111827 MPa	0,0192308 MPa
Tensión ZZ	-0,0380069 MPa	0,106506 MPa
Desplazamiento X	-0,000526032 mm	0,000510587 mm
Desplazamiento Y	-0,0000459692 mm	0,0000643901 mm
Desplazamiento Z	-0,000244925 mm	0,00001167 mm
Deformación equivalente	0,0000000000048095 su	0,0000929933 su
Primera deformación principal	-0,0000000000141044 su	0,0000910533 su
Tercera deformación principal	-0,0000876436 su	0,0000000000305987 su
Deformación XX	-0,0000861797 su	0,0000103544 su
Deformación XY	-0,0000334881 su	0,0000371545 su
Deformación XZ	-0,000077013 su	0,0000710439 su
Deformación YY	-0,00000811129 su	0,0000184286 su
Deformación YZ	-0,00000812216 su	0,0000139676 su
Deformación ZZ	-0,00000344456 su	0,0000411683 su

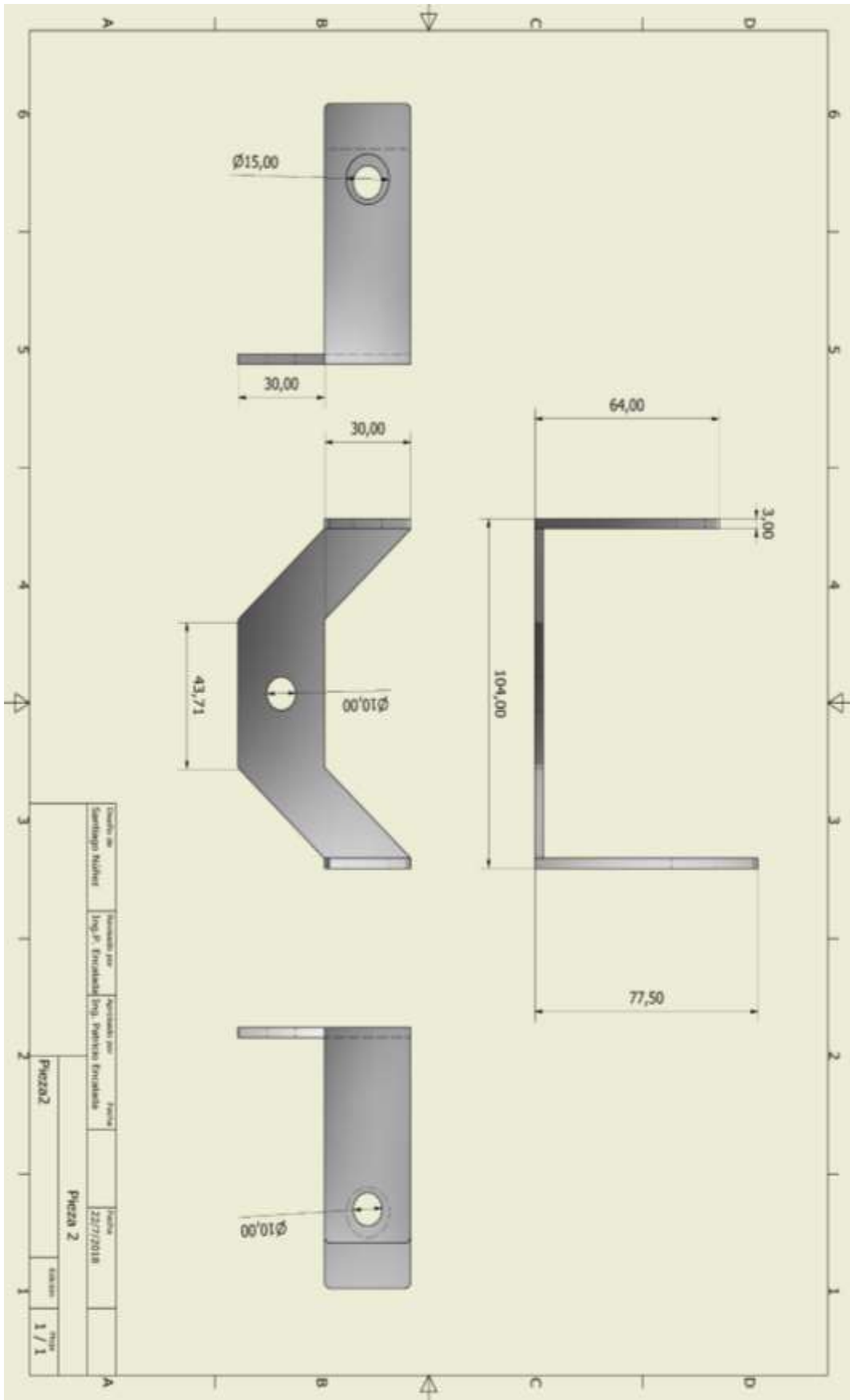


**Anexo X**  
**Análisis de la Pieza 2 Final con Plano**

Nombre	Aluminio 6061	
General	Densidad de masa	2,7 g/cm <sup>3</sup>
	Límite de elasticidad	275 MPa
	Resistencia máxima a tracción	310 MPa
Tensión	Módulo de Young	68,9 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,33 su
	Módulo cortante	25,9023 GPa
Nombre(s) de pieza	Pieza2.ipt	

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	20542,7 mm <sup>3</sup>	
Masa	0,0554652 kg	
Tensión de Von Mises	0,00078331 MPa	3,08203 MPa
Primera tensión principal	-0,0347131 MPa	2,26669 MPa
Tercera tensión principal	-1,86791 MPa	0,0254665 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,00136299 mm
Coefficiente de seguridad	15 su	15 su
Tensión XX	-0,39326 MPa	0,471432 MPa
Tensión XY	-0,512583 MPa	0,864628 MPa
Tensión XZ	-1,03577 MPa	1,11141 MPa
Tensión YY	-1,33974 MPa	1,46177 MPa
Tensión YZ	-1,11985 MPa	0,854681 MPa
Tensión ZZ	-1,26485 MPa	1,75027 MPa
Desplazamiento X	-0,000562761 mm	0,000446819 mm
Desplazamiento Y	-0,00109799 mm	0,0000924904 mm
Desplazamiento Z	-0,000277959 mm	0,000822946 mm
Deformación equivalente	0,000000105775 su	0,0000398087 su
Primera deformación principal	0,0000000505107 su	0,0000367318 su
Tercera deformación principal	-0,0000333102 su	-0,0000000922389 su
Deformación XX	-0,0000400346 su	0,00000317121 su
Deformación XY	-0,00000989457 su	0,0000166902 su
Deformación XZ	-0,0000199937 su	0,0000214539 su
Deformación YY	-0,0000213837 su	0,0000244226 su
Deformación YZ	-0,0000216169 su	0,0000164982 su
Deformación ZZ	-0,0000216692 su	0,0000267631 su

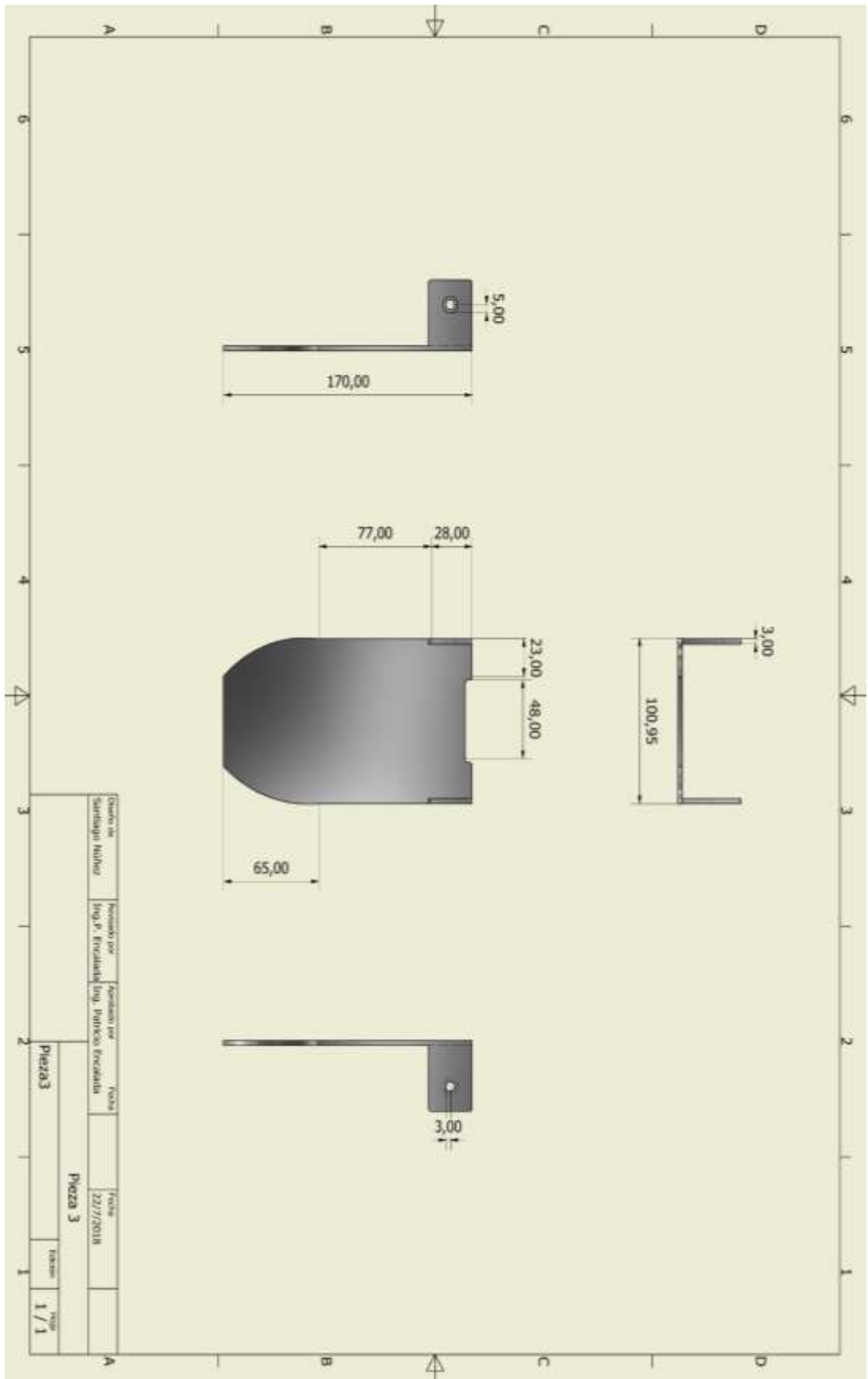




### Análisis de la Pieza 3 Final con Plano

Nombre	Aluminio 6061	
General	Densidad de masa	2,7 g/cm <sup>3</sup>
	Límite de elasticidad	275 MPa
	Resistencia máxima a tracción	310 MPa
Tensión	Módulo de Young	68,9 GPa
	Coefficiente de Poisson	0,33 su
	Módulo cortante	25,9023 GPa
Nombre(s) de pieza	Pieza3.ipt	

Nombre	Mínimo	Máximo
Volumen	54862,3 mm <sup>3</sup>	
Masa	0,148128 kg	
Tensión de Von Mises	0,00215999 MPa	13,382 MPa
Primera tensión principal	-0,43002 MPa	8,73843 MPa
Tercera tensión principal	-11,5852 MPa	1,62104 MPa
Desplazamiento	0 mm	0,137365 mm
Coefficiente de seguridad	15 su	15 su
Tensión XX	-3,69371 MPa	2,2501 MPa
Tensión XY	-3,01673 MPa	3,6901 MPa
Tensión XZ	-4,04813 MPa	4,75324 MPa
Tensión YY	-6,68775 MPa	5,80902 MPa
Tensión YZ	-4,30846 MPa	5,3869 MPa
Tensión ZZ	-7,00719 MPa	6,19765 MPa
Desplazamiento X	-0,00161602 mm	0,000742542 mm
Desplazamiento Y	-0,00118531 mm	0,00332571 mm
Desplazamiento Z	-0,137324 mm	0,00219845 mm
Deformación equivalente	0,0000000278172 su	0,000174079 su
Primera deformación principal	0,0000000149994 su	0,00014055 su
Tercera deformación principal	-0,000171269 su	-0,000000024356 su
Deformación XX	-0,0000267255 su	0,000015703 su
Deformación XY	-0,0000582329 su	0,0000712313 su
Deformación XZ	-0,0000781424 su	0,0000917534 su
Deformación YY	-0,000111311 su	0,0000975433 su
Deformación YZ	-0,0000831677 su	0,000103985 su
Deformación ZZ	-0,000104333 su	0,000091505 su



## Anexo Y

### Programación Requerida para el Funcionamiento del Prototipo y la App

```

void setup()
{
  Wire.begin();
  Serial.begin(115200);
  Serial2.begin(9600);
  display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC,
0x3C);
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x6B);
  Wire.write(0);
  Wire.endTransmission(true);
  pinMode(p1, INPUT);
  pinMode(p2, INPUT);
  pinMode(p3, INPUT);
  mt1.attach(3);
  mt2.attach(9);
  mt1.write (90);
  mt2.write(95);
  delay(1000);
  display.clearDisplay();
  display.display();
  display.setTextSize(1);
  display.setTextColor(WHITE);
  display.setCursor(0, 0);
  display.println("  TESIS: ");
  display.println("REHABILITADOR
SINDROME TUNEL DEL CARPO");
  display.println("  UTA ");
  display.display();
  delay(3000);
  display.clearDisplay();
  display.display();
}
void loop()
{
  vp1 = digitalRead(p1);
  vp2 = digitalRead(p2);
  vp3 = digitalRead(p3);
  display.clearDisplay();
  display.display();
  display.setTextSize(1);
  display.setTextColor(WHITE);
  display.setCursor(0, 0);
  display.println("  MENU: ");
  if (vp1 == 1) a = 1;
  if (vp2 == 1) a = 2;
  while (a == 0)
  {
    vp1 = digitalRead(p1);
    vp2 = digitalRead(p2);
    vp3 = digitalRead(p3);
    if (vp1 == 1) a = 1;
    if (vp2 == 1) a = 2;
    display.setCursor(0, 20);
    display.println("CONTROL          POR
CELULAR ");
    display.setCursor(0, 40);
    display.println("CONTROL MANUAL ");
    display;
    display.display();
    delay(100);
  }
  while (a == 1)
  {
    vp1 = digitalRead(p1);
    vp2 = digitalRead(p2);
    vp3 = digitalRead(p3);
    if (vp1 == 1) a = 1;
    if (vp2 == 1) a = 2;
    display.setTextColor(BLACK, WHITE);
    display.setCursor(0, 20);
    display.println("CONTROL          POR
CELULAR ");
    display.setTextColor(WHITE);

```

```

display.setCursor(0, 40);
display.println("CONTROL MANUAL ");
display;
display.display();
if (vp3 == 0)
{
  a = 3;
  display.clearDisplay();
  display.display();
}
delay(100);
}
while (a == 2)
{
  vp1 = digitalRead(p1);
  vp2 = digitalRead(p2);
  vp3 = digitalRead(p3);
  if (vp1 == 1) a = 1;
  if (vp2 == 1) a = 2;
  display.setTextColor(WHITE, BLACK);
  display.setCursor(0, 20);
  display.println("CONTROL          POR
CELULAR ");
  display.setTextColor(BLACK, WHITE);
  display.setCursor(0, 40);
  display.println("CONTROL MANUAL ");
  display;
  display.display();
  if (vp3 == 0)
  {
    a = 4;
    display.clearDisplay();
    display.display();
  }
  delay(100);
}
while (a == 3)
{
  while (Serial2.available())

```

```

{
  delay(30);
  if (Serial2.available() > 0)
  {
    Serial.print(p);
    p = Serial2.read();
    if (p == 'A') ss1 = Serial2.parseInt();
    p = Serial2.read();
    if (p == 'B') ss2 = Serial2.parseInt();
    p = Serial2.read();
    if (p == 'C') ss3 = Serial2.parseInt();
    p = Serial2.read();
    if (p == 'D') ss4 = Serial2.parseInt();
    p = Serial2.read();
    if (p == 'E') ss5 = Serial2.parseInt();
    p = Serial2.read();
    Serial.print("  ");
    Serial.print(ss1);
    Serial.print("  ");
    Serial.print(ss2);
    Serial.print("  ");
    Serial.print(ss3);
    Serial.print("  ");
    Serial.print(ss4);
    Serial.print("  ");
    Serial.print(ss5);
    Serial.println("  ");
    delay(20);
    if (ss1 == 2)
    {
      for (j = 0; j <= ss2; j++)
      {
        if (ss3 < 20) ss3 = 20;
        for (i = 90; i >= ss3; i = i - 1)
        {
          acelerometro();
          Serial2.println(anguloenviar);
          mt1.write (i);
          delay(ss5);

```

```

if (i == ss3)
{
    for (t = 0; t < 500; t = t + 1)
    {
        acelerometro();
        Serial2.println(anguloenviar);
        delay(10);
    }
}
for (i = ss3; i <= 90; i = i + 1)
{
    acelerometro();
    Serial2.println(anguloenviar);
    mt1.write (i);
    delay(ss5);
    if (i == 90)
    {
        for (t = 0; t < 200; t = t + 1)
        {
            acelerometro();
            Serial2.println(anguloenviar);
            delay(10);
        }
    }
}
for (j = 0; j <= ss2; j++)
{
    if (ss4 > 141) ss3 = 141;
    for (i = 90; i <= ss4; i = i + 1)
    {
        acelerometro();
        Serial2.println(anguloenviar);
        mt1.write (i);
        delay(ss5);
        if (i == ss4)
        {
            for (t = 0; t < 500; t = t + 1)
            {
                acelerometro();
                Serial2.println(anguloenviar);
                delay(10);
            }
        }
        for (i = ss4; i >= 90; i = i - 1)
        {
            acelerometro();
            Serial2.println(anguloenviar);
            mt1.write (i);
            delay(ss5);
            if (i == 90)
            {
                for (t = 0; t < 200; t = t + 1)
                {
                    acelerometro();
                    Serial2.println(anguloenviar);
                    delay(10);
                }
            }
        }
        j = 0;
        mt2.write (90);
        ss1 = 0; ss2 = 0; ss3 = 0; ss4 = 0; ss5 =
0;
    }
    if (ss1 == 1)
    {
        for (j = 0; j <= ss2; j++)
        {
            if (ss3 < 60) ss3 = 60;
            for (i = 100; i >= ss3; i = i - 1)
            {
                acelerometro();
                Serial2.println(anguloenviar);
                mt2.write (i);
            }
        }
    }
}

```

```

delay(ss5);
if (i == ss3)
{
  for (t = 0; t < 500; t = t + 1)
  {
    acelerometro();
    Serial2.println(anguloenviar);
    delay(10);
  }
}
for (i = ss3; i <= 100; i = i + 1)
{
  acelerometro();
  Serial2.println(anguloenviar);
  mt2.write (i);
  delay(ss5);
  if (i == 100)
  {
    for (t = 0; t < 500; t = t + 1)
    {
      acelerometro();
      Serial2.println(anguloenviar);
      delay(10);
    }
  }
}
for (j = 0; j <= ss2; j++)
{
  if (ss4 > 130) ss4 = 130;
  for (i = 100; i <= ss4; i = i + 1)
  {
    acelerometro();
    Serial2.println(anguloenviar);
    mt2.write (i);
    delay(ss5);
    if (i == ss4)
    {
      for (t = 0; t < 500; t = t + 1)
      {
        acelerometro();
        Serial2.println(anguloenviar);
        delay(10);
      }
    }
  }
}
while (a == 4)
{
  display.display();
  display.setTextSize(1);
  display.setTextColor(WHITE);
  display.setCursor(0, 0);
  display.println("CONTROL MANUAL: ");
  vp1 = digitalRead(p1);
  vp2 = digitalRead(p2);
  vp3 = digitalRead(p3);
}

```

```

if (vp1 == 1)
{
  b = 1;
  a = 5;
  display.clearDisplay();
  display.display();
}
if (vp2 == 1)
{
  b = 2;
  a = 5;
  display.clearDisplay();
  display.display();
}
display.setCursor(0, 20);
display.println("RUTINA 1 ");
display.setCursor(0, 40);
display.println("RUTINA 2 ");
display;
display.display();
delay(100);
}
while (b == 1)
{
  vp1 = digitalRead(p1);
  vp2 = digitalRead(p2);
  vp3 = digitalRead(p3);
  if (vp1 == 1)
  {
    b = 1;
    display.clearDisplay();
    display.display();
  }
  if (vp2 == 1)
  {
    b = 2;
    display.clearDisplay();
    display.display();
  }
  display.setCursor(0, 0);
  display.println("CONTROL MANUAL: ");
  display.setCursor(0, 0);
  display.println("CONTROL MANUAL: ");
  display.setCursor(0, 20);
  display.println("RUTINA 1");
  display.setCursor(0, 40);
  display.println("RUTINA 2 ");
  display;
  display.display();
  if (vp3 == 0)
  {
    b = 3;
    display.clearDisplay();
    display.display();
  }
  delay(100);
}
while (b == 2)
{
  vp1 = digitalRead(p1);
  vp2 = digitalRead(p2);
  vp3 = digitalRead(p3);
  if (vp1 == 1)
  {
    b = 1;
    display.clearDisplay();
    display.display();
  }
  if (vp2 == 1)
  {
    b = 2;
    display.clearDisplay();
    display.display();
  }
  display.setCursor(0, 0);
  display.println("CONTROL MANUAL: ");

```



```

display.setCursor(0, 20);
display.setTextColor(WHITE, BLACK);
display.println("RUTINA 1");
display.setTextColor(BLACK, WHITE);
display.setCursor(0, 40);
display.println("RUTINA 2");
display;
display.display();
if (vp3 == 0)
{
  b = 4;
  display.clearDisplay();
  display.display();
}
delay(100);
}
while (b == 3)
{
  for (j = 0; j <= 8; j++)
  {
    for (i = 100; i >= 60; i = i - 1)
    {
      mt2.write (i);
      delay(100);
      if (i == 60) delay(5000);
    }
    for (i = 60; i <= 100; i = i + 1)
    {
      mt2.write (i);
      delay(100);
      if (i == 100) delay(2000);
    }
  }
  for (j = 0; j <= 8; j++)
  {
    for (i = 100; i <= 130; i = i + 1)
    {
      mt2.write (i);
      delay(100);
      if (i == 130) delay(5000);
    }
    for (i = 130; i >= 100; i = i - 1)
    {
      mt2.write (i);
      delay(100);
      if (i == 100) delay(2000);
    }
  }
  b = 1;
  j = 0;
  mt2.write (100);
}
while (b == 4)
{
  for (j = 0; j <= 8; j++)
  {
    for (i = 100; i >= 20; i = i - 1)
    {
      mt1.write (i);
      delay(100);
      if (i == 20) delay(5000);
    }
    for (i = 20; i <= 100; i = i + 1)
    {
      Serial.println(Angle[0] + 90);
      mt1.write (i);
      delay(100);
      if (i == 100) delay(2000);
    }
  }
  for (j = 0; j <= 8; j++)
  {
    for (i = 85; i <= 141; i = i + 1)
    {
      mt1.write (i);
      delay(100);
      if (i == 141) delay(5000);
    }
  }
}

```

```

for (i = 141; i >= 85; i = i - 1)
{
  mt1.write (i);
  delay(100);
  if (i == 85) delay(2000);
}
}
b = 1;
j = 0;
mt1.write (90);
}
display;
display.display();
}
void acelerometro()
{
  Wire.beginTransmission(MPU);

```

```

Wire.write(0x3B);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU, 6, true);
AcX = Wire.read() << 8 | Wire.read();
AcY = Wire.read() << 8 | Wire.read();
AcZ = Wire.read() << 8 | Wire.read();
Acc[1] = atan(-1 * (AcX / A_R) /
sqrt(pow((AcY / A_R), 2) + pow((AcZ /
A_R), 2))) * RAD_TO_DEG;
Acc[0] = atan((AcY / A_R) / sqrt(pow((AcX
/ A_R), 2) + pow((AcZ / A_R), 2))) *
RAD_TO_DEG;
Angle[0] = 0.98 * (Angle[0] + Gy[0] * 0.010)
+ 0.02 * Acc[0];
Angle[1] = 0.98 * (Angle[1] + Gy[1] * 0.010)
+ 0.02 * Acc[1];
anguloenviar = Angle[0] + 90;
}

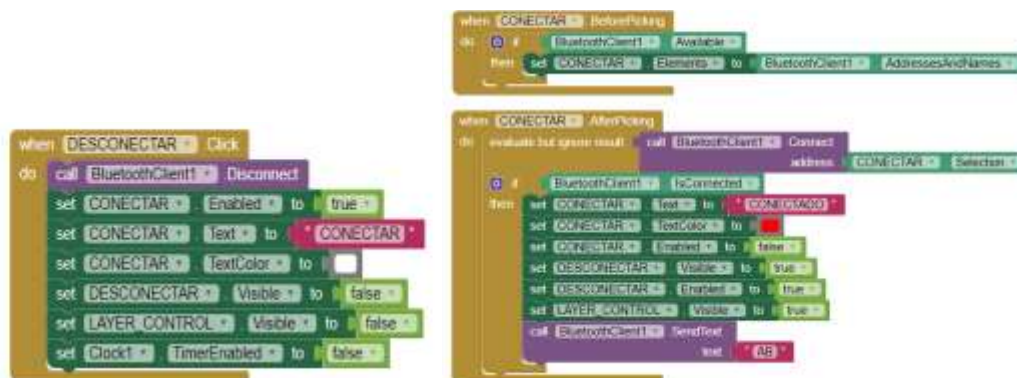
```

## Diagramas de Bloques

### Pantalla de Inicio



### Conexión del Dispositivo Bluetooth



## Pantalla Principal

```
initialize global RUTINA to " 0 "  
initialize global VELOCIDAD to " 0 "  
initialize global CADENA to " 0 "  
when MANEJO .Initialize  
do  
  set DESCONECTAR .Visible to true  
  set LAYER_CONTROL .Visible to false  
  set LAYER_INGRESO .Visible to false  
  set Clock1 .TimerEnabled to false  
  set LAYER_VISUALIZACION .Visible to false
```

```
when DESCONECTAR .Click  
do  
  call BluetoothClient1 .Disconnect  
  set CONECTAR .Enabled to true  
  set CONECTAR .Text to " CONECTAR "  
  set CONECTAR .TextColor to  
  set DESCONECTAR .Visible to false  
  set LAYER_CONTROL .Visible to false  
  set Clock1 .TimerEnabled to false
```

```
when SALIR .Click  
do  
  call BluetoothClient1 .Disconnect  
  set Clock1 .TimerEnabled to false  
  close application
```

```
when INGRESAR .Click  
do  
  set LAYER_CONTROL .Visible to false  
  set LAYER_INGRESO .Visible to true  
  set LAYER_VISUALIZACION .Visible to false
```

```
when EMPEZAR .Click  
do  
  if BluetoothClient1 .IsConnected  
  then  
    call BluetoothClient1 .SendText  
    text get global CADENA  
    set CADENA .Text to get global CADENA  
    set LAYER_VISUALIZACION .Visible to true  
    set Clock1 .TimerEnabled to true  
  else  
    call Notifier1 .ShowAlert  
    notice " NO HAY NINGÚN DISPOSITIVO CONECTADO "
```

## Elección de la Rutinas

```
when RUTINA AfterSelecting
  selection
  do
    1
    get selection = 'HORIZONTAL'
  then
    set imagen1 Picture to imagen1.jpg
    set mensaje_angulo_minimo Text to 'EL ANGULO MINIMO ES 60'
    set mensaje_angulo_maximo Text to 'EL ANGULO MAXIMO ES 130'
    set global RUTINA to 1
  2
    get selection = 'VERTICAL'
  then
    set imagen3 Picture to imagen11.jpg
    set mensaje_angulo_minimo Text to 'EL ANGULO MINIMO ES 20'
    set mensaje_angulo_maximo Text to 'EL ANGULO MAXIMO ES 140'
    set global RUTINA to 2
```

```
when VELOCIDAD AfterSelecting
  selection
  do
    if
      get selection = 'BAJA'
    then
      set global VELOCIDAD to 500
    if
      get selection = 'MEDIA'
    then
      set global VELOCIDAD to 100
    if
      get selection = 'ALTA'
    then
      set global VELOCIDAD to 10
```

```
when REGRESAR Click
  set global CADENA to join
  get global RUTINA
  'E'
  REPETICIONES Limit
  'E'
  ANGULO_MINIMO Text
  'E'
  ANGULO_MAXIMO Text
  'E'
  get global VELOCIDAD
  set CADENA Text to get global CADENA
  set LAYER_INGRESO Visible to false
  set LAYER_VISUALIZACION Visible to false
  set LAYER_CONTROL Visible to true
```

## Toma de datos del Acelerómetro

```
when Click Times
  do
    BluetoothClient
    Avulsion
    BluetoothClient
    BytesAvailableToReceive
  then
    set REQUERIDO Text to
    BluetoothClient
    ReceiveData
    numberOfBytes
    BluetoothClient
    BytesAvailableToReceive
    call [BluetoothClient]
    AppendData
    set REQUERIDO Text to
    BluetoothClient
    ReceiveData
    numberOfBytes
    BluetoothClient
    BytesAvailableToReceive
  if
    REQUERIDO Text = 'E'
  then
    set LAYER_INGRESO Visible to false
    set LAYER_VISUALIZACION Visible to true
    call [BluetoothClient]
    LogWarning
    message
    BluetoothClient
    ReceiveData
  else
    call [BluetoothClient]
    ShowAlert
    message
    'NO HAY NINGUN DISPOSITIVO CONECTADO'
```

## **Anexo Z**

### **Entrevista Director Centro de Fisioterapia “San Nicolás” Lcdo. Eduardo Salguero**

#### **¿Cuántos años de experiencia profesional tiene como fisioterapeuta?**

Buenas noches, cuento con 15 años de experiencia, he trabajado en la federación deportiva de Riobamba y en algunos centros de fisioterapia de la ciudad de Riobamba.

#### **¿Cuántos años lleva funcionando su centro de fisioterapia?**

5 años y 6 meses con todos los permisos y papeles en regla

#### **¿En su experiencia en el tratamiento del síndrome cuales son los factores que ayudan en la rehabilitación?**

Depende del tipo de trabajo, del tiempo que el paciente ha estado con esta patología. Muchas de las veces los pacientes dejan pasar mucho tiempo o se realizan la operación, pero en muchos de los casos que he recibido han regresado con más secuelas como atrofas musculares y perdiendo la movilidad de la mano. Lo que recomiendo primeramente es un tratamiento conservador con el reposo con la inmovilización de las manos y dejando la actividad laboral por un tiempo. El uso de la computadora principalmente conlleva al sufrimiento del síndrome también cuando lavan o utilizan el trapeador.

#### **¿Cuándo llegó el paciente hace dos años cual fue el estado en que se encontraba?**

Crecimiento de las muñecas, dolor al mover los de los de la mano, en fin, una atrofia parcial. Se realizó las terapias y ayudo mucho la inmovilización de los miembros superiores por el dolor no se presenta a nivel de túnel del carpo sino en los dedos, el codo hasta el cuello. En los casos avanzados se realiza los masajes de relajación a nivel de todo el miembro superior afectado.

#### **¿Qué resultados ha tenido con la electroterapia?**

Estos son unos agentes físicos que aplican diferentes tipos de energía para producir alivios, regenerar tejido, mayor circulación de sangre en la parte afectada, disminuir el dolor y desinflamar. Pero cuando existe un proceso inflamatorio elevado se recomienda utilizar hielo.

**¿Al realizar el uso del dispositivo construido cumple con el objetivo de realizar los ejercicios de flexión y extensión de la muñeca efectivos en el tratamiento del síndrome del túnel del carpo?**

Claro puedo notar que realiza los ejercicios que se hacen manualmente, pero con el equipo podemos llevar con control de los grados que se ha ocupado en cada ejercicio y el número de repeticiones utilizadas. Lo bueno del equipo es que puede programarse para que se realicen las repeticiones en casa.

**¿Cuáles son las recomendaciones que se deben seguir cuando se sufre esta patología?**

Si el síndrome es causado por el uso de la computadora recomiendo utilizar un pad mouse ergonómico acolchonado para la parte donde se sufre dolor en la muñeca, también colocar esponja en la parte donde se asientan las manos en el teclado disminuyendo la fricción en la parte de las palmas de las manos. Si el síndrome es causado por otras actividades como lavar los platos y barrer recomiendo para la actividad si es posible para siempre.

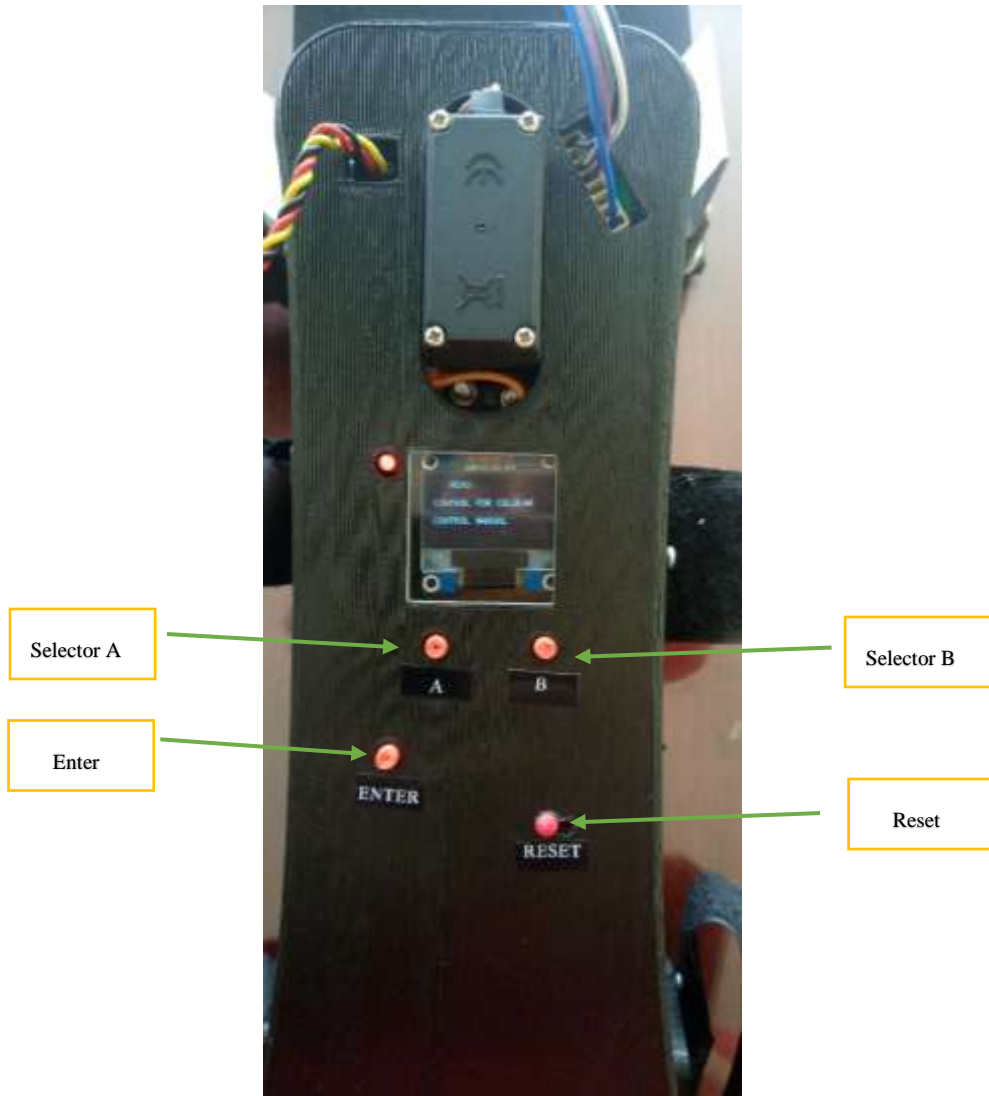
**¿En una etapa aguda del síndrome cual son sus recomendaciones?**

Férulas inmovilizadoras en la parte afectada, no solo para dormir sino todo el tiempo dependiendo el estado que se encuentre puede pasar en días o semanas, solo en el transcurso del tiempo y con un seguimiento continuo se las puede dejar solo para dormir. Hay que tener paciencia y realizar los ejercicios recomendados.

**¿Utilizaría el dispositivo en su centro de fisioterapia?**

Sí, porque este equipo dentro de las bondades que presta no solo trabajaría para el tratamiento del síndrome del túnel del carpo sino para todo lo que es rehabilitación de movimiento aparte de lo que son fracturas de antebrazo y problemas neurológicos.

## Anexo AA Manual del Prototipo



### Control Manual

1.- Escoger con el Selector A y Presionar Enter

2.- Escoger la rutina deseada

- Rutina 1 con el Selector B y Entrer (Desviación Cubital y Desviación Radial) 8 Rutinas, Tiempo aproximado: 4 minutos
- Rutina 2 con el Selector A y Enter (Flexión y Extensión de la muñeca) tiempo aproximado: 6 minutos

## Control por Celular

1.- Escoger con el Selector B y presionar Enter

2.- Ingresar a la aplicación en el dispositivo Android y presionar en INGRESAR



3.- Establecer la conexión presionando en CONECTAR y eligiendo HC-06



4.- Una vez establecida la conexión presionar en INGRESAR DATOS





### 5.- Elección de la rutina de Flexión y Extensión de la Muñeca

- Elegir en RUTINA “VERTICAL”
- El número de repeticiones necesaria
- Elegir la Velocidad en tres opciones “BAJA” “MEDIA” “ALTA”
- Los ángulos máximos recomendados para esta rutina es un mínimo de 20° equivalente a 70° en flexión de la muñeca y un máximo de 140° equivalente a 50° en extensión de la muñeca.



### 5.- Elección de la rutina de Desviación Cubital y Desviación Radial de la Muñeca

- Elegir en RUTINA “HORIZONTAL”
- El número de repeticiones necesarias
- Elegir la Velocidad en tres opciones “BAJA” “MEDIA” “ALTA”
- Los ángulos máximos recomendados para esta rutina es un mínimo de 60° equivalente a 30° en desviación radial y un máximo de 120° equivalente a 30° en desviación cubital.



6.- Para comenzar con la rutina Presionamos en REGRESAR y seguidamente en EMPEZAR

- Aquí se aprecia el ángulo de trabajo en la extensión y flexión de la muñeca



7.- Al concluir la rutina, en la Memoria Interna del Dispositivo se genera un archivo "TESIS\_DATOS.txt" donde se pueden encontrar los ángulos trabajados.

