



DIVISIÓN DE ESTUDIOS POSGRADO E INVESTIGACIÓN

Opción 1.- TESIS

TRABAJO PROFESIONAL

**DISEÑO MECATRÓNICO DE UN EXOESQUELETO DE MANO
ENFOCADO AL AUMENTO DE FUERZA Y MOVILIDAD EN
PACIENTES DESPUÉS DE UN PROBLEMA CEREBROVASCULAR**

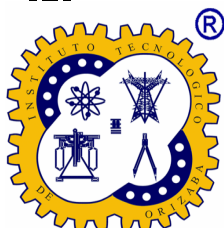
**QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN INGENIERÍA
ELECTRÓNICA**

PRESENTA:

ING. MIGUEL ANGEL ÁLVAREZ DÍAZ

DIRECTOR DE TESIS:

DR. OSCAR OSVALDO SANDOVAL GONZALEZ





Educación

Secretaría de Educación Pública



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO



Instituto Tecnológico de Orizaba
División de Estudios de Posgrado

Orizaba, Veracruz, **13/noviembre/2025**
Dependencia: **División de Estudios de
Posgrado e Investigación**
Asunto: **Autorización de Impresión**
OPCION: I

C. MIGUEL ÁNGEL ÁLVAREZ DÍAZ

Candidato(a) a Grado de Maestro(a) en:

INGENIERÍA ELECTRÓNICA

P R E S E N T E.-

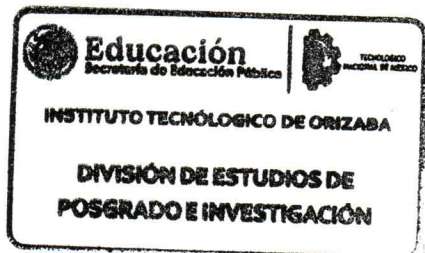
De acuerdo con el Reglamento de Titulación vigente de los Centros e Institutos Tecnológicos Federales del Tecnológico Nacional de México, de la Secretaría de Educación Pública, y habiendo cumplido con todas las indicaciones que la Comisión Revisora le hizo respecto a su Trabajo Profesional titulado:

**“DISEÑO MECATRÓNICO DE UN EXOESQUELETO DE MANO ENFOCADO AL
AUMENTO DE FUERZA Y MOVILIDAD EN PACIENTES DESPUÉS DE UN PROBLEMA
CEREBROVASCULAR”**

Comunico a Usted que este Departamento concede su autorización para que proceda a la impresión del mismo.

A T E N T A M E N T E

Excelencia en Educación Tecnológica®
CIENCIA – TÉCNICA - CULTURA®



DRA. OFELIA LANDETA ESCAMILLA
JEFA DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS
DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

OG-13-F06



2025
Año de
La Mujer
Indígena

Av. Oriente 9 #852 Colonia Emiliano Zapata, C.P. 94320
Orizaba, Veracruz. Tel. 01 (272) 1105360
e-mail: info@orizaba.tecnm.mx www.orizaba.tecnm.mx





Orizaba, Veracruz, 10/noviembre/2025
Asunto: **Revisión de trabajo escrito**

C. OFELIA LANDETA ESCAMILLA
JEFA DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS
DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
P R E S E N T E.-

Los que suscriben, miembros del jurado, han realizado la revisión de la Tesis del (la) C.

MIGUEL ÁNGEL ÁLVAREZ DÍAZ

La cual lleva el título de:

**“DISEÑO MECATRÓNICO DE UN EXOESQUELETO DE MANO ENFOCADO AL AUMENTO DE FUERZA Y
MOVILIDAD EN PACIENTES DESPUÉS DE UN PROBLEMA CEREBROVASCULAR”**

Y concluyen que se acepta.

A T E N T A M E N T E

Excelencia en Educación Tecnológica®
CIENCIA – TÉCNICA - CULTURA®

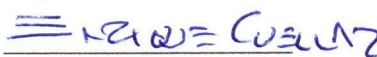
PRESIDENTE: DR. OSCAR OSVALDO SANDOVAL
GONZÁLEZ


FIRMA

FIRMA

SECRETARIO: DR. IGNACIO HERRERA ÁGUILAR

VOCAL: M.C. ENRIQUE ALEJANDRO CUELLAR
CORTÉS


FIRMA

VOCAL SUP.: DR. JOSÉ PASTOR RODRÍGUEZ JARQUIN


FIRMA

TA-09-18



2025
Año de
**La Mujer
Indígena**



CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS	14
RESUMEN	15
ABSTRACT	17
INTRODUCCIÓN	19
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	20
JUSTIFICACIÓN	22
HIPÓTESIS	23
OBJETIVOS	24
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	24
CONTRIBUCIÓN AL CONOCIMIENTO	25
CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES	26
1.1 ¿Qué es un exoesqueleto?	26
1.2 Patologías relacionadas con la falta de movimiento de la mano.....	26
1.3 Huesos de la mano y la muñeca.....	27
1.4 Articulaciones de la mano	29
1.5 Movimientos de los dedos trifalángicos	30
1.5.1 Movimiento de flexión-extensión.....	30
1.5.2 Movimiento de abducción-aducción.....	31
1.6 Estructura del dedo pulgar.....	33
1.7 Movimientos del dedo pulgar.....	34

1.8	Antropometría de la mano.....	35
1.8.1	Variaciones humanas:.....	37
1.9	Tipos de agarre de la mano.....	37
CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE		40
CAPÍTULO 3: ESTADO DEL CAMPO		51
CAPÍTULO 4: METODOLOGÍA		55
4.1	Diseño 3D del sistema mecánico del exoesqueleto de mano.....	58
4.1.1	Consideraciones previas.....	58
4.1.2	Diseño del mecanismo auxiliar de los dedos	58
4.1.3	Diseño del exoesqueleto en la zona palmar	64
4.1.4	Diseño de los actuadores y enclosures para los servomotores	70
4.1.5	Diseño de la estructura que contiene la electrónica.....	80
4.1.6	Diseño de otros componentes auxiliares.....	85
4.2	Diagrama de conexión del sistema electrónico	86
4.2.1	Sensores de fuerza.....	86
4.2.2	Integración electrónica y diagrama de conexión.....	92
4.2.3	Análisis energético y autonomía del prototipo	97
4.3	Ensamblado del exoesqueleto	100
4.3.1	Ensamblado de los servomotores	100
4.3.2	Ensamblado del mecanismo auxiliar de los dedos	106
4.3.3	Ensamblado del enclosure de los componentes electrónicos	114
4.3.4	Unión de todas las partes del exoesqueleto	123

4.4 Programación y base de datos	126
CAPÍTULO 5: RESULTADOS	151
5.1 Peso del dispositivo	151
5.2 Comparación entre la fuerza teórica y la fuerza real del exoesqueleto	154
5.3 Comparación entre la fuerza humana y la fuerza del exoesqueleto.....	158
5.4 Validación física de los niveles de fuerza para los movimientos de flexión y extensión.....	159
5.5 Desempeño del exoesqueleto de mano.....	169
CONCLUSIONES	174
RECOMENDACIONES	175
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	176
PRODUCTOS ACADÉMICOS	179
ANEXOS	180
5.6 Códigos de Arduino previos al programa final del exoesqueleto.....	180
5.7 Códigos de Python para la obtención de umbrales para el exoesqueleto.....	199
5.8 Código final para el exoesqueleto	210

LISTA DE FIGURAS

Figura 1.	Huesos y articulaciones de la mano derecha (vista palmar).....	29
Figura 2.	Rangos de movimiento (flexión-extensión) del MCP, DIP y PIP de los dedos trifalángicos	31
Figura 3.	Movimiento de abducción de los dedos trifalángicos. Los dedos se separan del eje de la mano	32
Figura 4.	Movimiento de aducción de los dedos trifalángicos. Los dedos se aproximan al eje de la mano	33
Figura 5.	Columna ósea del dedo pulgar.....	34
Figura 6.	Movimientos del pulgar de las articulaciones MCP e IP. (a) Abducción y aducción del pulgar. (b) Extensión y flexión del pulgar. (c) Oposición del Pulgar	35
Figura 7.	Medidas de la mano de un hombre adulto	36
Figura 8.	Medidas de la mano de una mujer adulta	36
Figura 9.	Tipos de agarre de la mano	39
Figura 10.	Vista superior del sistema de rehabilitación completo	41
Figura 11.	Exoesqueleto de mano V3.....	42
Figura 12.	Exoesqueleto colocado y posicionamiento de los electrodos	43
Figura 13.	Conjunto completo del dispositivo de entrenamiento robótico manual exoesqueleto	44
Figura 14.	CAFE ubicado en el lado radial del dedo índice con barras paralelas que interactúan con cada segmento de dedo	45
Figura 15.	ReHand en posición flexionada.....	46
Figura 16.	Montaje experimental de Flexohand	47
Figura 17.	Diseño del PCB para el Exoesqueleto de rehabilitación de Mano afectada por Artrosis	48
Figura 18.	Control del Exoesqueleto mediante Leap Motion	49
Figura 19.	Versión final del prototipo	50
Figura 20.	Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano y procedimiento de uso	51
Figura 21.	Diseño plano del exoesqueleto	52
Figura 22.	Falange orto protética	53

Figura 23.	Órtesis robótica ensamblada	54
Figura 24.	Escaneo de mano y antebrazo	58
Figura 25.	Anillo colocado en la falange proximal del dedo índice	60
Figura 26.	Anillo para la falange media del dedo índice.....	61
Figura 27.	Protuberancias que aplica presión sobre el sensor de fuerza	62
Figura 28.	Unión de los anillos para las falanges proximal y media.....	63
Figura 29.	Modelo de la mano con los anillos auxiliares de movimiento	64
Figura 30.	Primer diseño de la estructura de la parte palmar	65
Figura 31.	Segundo punto de apoyo para el movimiento de extensión	66
Figura 32.	Canales para el paso de los cables	67
Figura 33.	Tuberías para el paso de los tensores	68
Figura 34.	Acople para unir las tuberías con los tubos de teflón	69
Figura 35.	Abertura y ajuste del exoesqueleto.....	69
Figura 36.	Diseño del exoesqueleto	70
Figura 37.	Disco para mover los anillos del exoesqueleto con servomotor	73
Figura 38.	Canal interno del disco para ajustar el tensor	74
Figura 39.	Canales internos del disco para los dedos medio, anular y meñique.....	74
Figura 40.	Base de fijación para el servomotor.....	75
Figura 41.	Base principal del disco y servomotor	76
Figura 42.	Acople de unión para el tubo de teflón.....	77
Figura 43.	Tapa posterior de protección para el servomotor	78
Figura 44.	Tapa frontal de todo el sistema que porta el servomotor	79
Figura 45.	Motores para dar movimiento al exoesqueleto.....	79
Figura 46.	Componentes electrónicos del sistema.....	81
Figura 47.	Base principal que contiene la electrónica del sistema	82
Figura 48.	Plataformas para algunos componentes electrónicos.....	82
Figura 49.	Enclosure con las paredes ensamblables	83
Figura 50.	Tapas de protección para el enclosure.....	84
Figura 51.	Sellos de TPU para los agujeros de las estructuras que contienen la electrónica	85
Figura 52.	Soporte para los tubos de PTFE	85
Figura 53.	Brazalete de TPU para los cables de los sensores de fuerza.....	86
Figura 54.	Medidas del sensor de fuerza DF9-16.....	87

Figura 55.	Divisor de voltaje	88
Figura 56.	Diagrama de conexión del sistema electrónico del exoesqueleto	96
Figura 57.	Piezas impresas con filamento PLA+ para el ensamblado de los servomotores.....	100
Figura 58.	Servomotor fijado en su correspondiente base	101
Figura 59.	Servomotores colocados en la base principal	101
Figura 60.	Carcasas con las tapas traseras	102
Figura 61.	Rueda con hilo de nylon de 0.9mm	103
Figura 62.	Rueda de 3 canales con hilos de nylon de 0.5mm.....	103
Figura 63.	Rueda acoplada al servomotor	104
Figura 64.	Rueda de 3 canales acoplada al servomotor	105
Figura 65.	Carcasas de los servomotores con tapas	105
Figura 66.	Carcasa con acople para conector neumático	106
Figura 67.	Servomotores acoplados juntos	106
Figura 68.	Estructura de la parte palmar elaborado con filamento TPU	107
Figura 69.	Tirante y gancho de ajuste.....	108
Figura 70.	Acople con los conectores neumáticos Pc4-M6	108
Figura 71.	Sensores de fuerza pegados al anillo perteneciente a la falange media.....	109
Figura 72.	Soldado de cables dúplex con los sensores de fuerza	110
Figura 73.	Ensamblado de los anillos de las falanges proximales y medias	110
Figura 74.	Anillos de las falanges del dedo índice con elástico para ropa	111
Figura 75.	Toma de medidas del elástico de ropa.....	112
Figura 76.	Elástico de ropa cosido por ambos extremos en el exoesqueleto	112
Figura 77.	Cables introducidos en la parte dorsal de la estructura palmar	113
Figura 78.	Anillos de las falanges montados en la estructura palmar	113
Figura 79.	Atornillado de los cables para evitar que se muevan de su lugar.....	114
Figura 80.	Soldado de componentes electrónicos en la placa perforada de cobre	115
Figura 81.	Vista superior de los componentes electrónicos de la placa.....	115
Figura 82.	Módulos de fuente de alimentación reductor LM2596s soldados	116
Figura 83.	Batería de alimentación en su base	116
Figura 84.	Arduino Uno ensamblado al fondo del enclosure.....	117
Figura 85.	Batería ensamblada en su correspondiente lugar.....	118
Figura 86.	Cable de alimentación positivo de batería soldada a una terminal del botón	

de encendido	118
Figura 87. Módulos de alimentación reductor ensamblados en su lugar	119
Figura 88. Módulos de alimentación conectados al botón de encendido y apagado	119
Figura 89. Módulos de alimentación y cables de los componentes soldados en la placa fenólica	120
Figura 90. Placa fenólica perforada ensamblada en el enclosure	121
Figura 91. Cables de salida de los sensores de fuerza conectados el Arduino Uno	122
Figura 92. Tapas laterales colocadas	122
Figura 93. Tapas deslizables con sello de TPU	123
Figura 94. Tubos de PTFE puestos en los conectores Pc4-M10	124
Figura 95. Tubos de PTFE colocados en los conectores neumáticos Pc4-M6	124
Figura 96. Amarrado de los sensores en los anillos de las falanges medias	125
Figura 97. Hilos del exoesqueleto amarrados en su lugar	125
Figura 98. Sellos de TPU puestos en las carcasas	126
Figura 99. Fragmento del código utilizado para la detección de señal de los sensores de fuerza	127
Figura 100. PLX-DAQ versión 2.0	128
Figura 101. Recolección de datos cuando la mano está abierta en estado de reposo	128
Figura 102. Fragmento del código utilizado para la recolección de datos cuando la mano está abierta en estado de reposo	129
Figura 103. Fragmento de la base datos cuando la mano está abierta en estado de reposo	130
Figura 104. Recolección de datos cuando la mano está cerrada en estado de reposo	131
Figura 105. Fragmento del código utilizado para la recolección de datos cuando la mano está cerrada en estado de reposo	132
Figura 106. Fragmento del código utilizado para la recolección de datos de los movi- mientos de flexión de los dedos en los distintos rangos de fuerza establecidos	134
Figura 107. Fragmento del código utilizado para la recolección de datos de los mo- vimientos de extensión de los dedos en los distintos rangos de fuerza establecidos 138	
Figura 108. Programa para la obtención de promedios de la hoja de Excel “Mano Abierta Reposo”	142

Figura 109. Programa para la obtención de promedios de la hoja de Excel “Mano Cerrada Reposo”	143
Figura 110. Programa para la obtención de promedios de la hoja de Excel “Flexión Fuerza Suave”	144
Figura 111. Programa para la obtención de promedios de la hoja de Excel “Flexión Fuerza Media”	145
Figura 112. Programa para la obtención de promedios de la hoja de Excel “Flexión Fuerza Fuerte”	146
Figura 113. Diagrama de flujo del algoritmo de control del exoesqueleto de mano.....	150
Figura 114. Pesaje de caja y exoesqueleto.....	151
Figura 115. Pesaje de caja	152
Figura 116. Pesaje de exoesqueleto (solo estructura mecánica)	153
Figura 117. Dinamómetro con base impresa en filamento PLA	155
Figura 118. Medición de fuerza del servomotor del dedo índice	156
Figura 119. Fuerzas reales de los servomotores (De izquierda a derecha: pulgar, índice y anular).....	156
Figura 120. Medición de fuerza del dedo pulgar	158
Figura 121. Recolección de muestras de flexión del dedo índice en los diferentes rangos de fuerza establecidos.....	160
Figura 122. Registro de datos de los movimientos de flexión en los distintos niveles de fuerza	161
Figura 123. Exoesqueleto portado por el usuario.....	170
Figura 124. Prueba de flexión y extensión del dispositivo	170
Figura 125. Tipos de agarre que puede ejecutar el exoesqueleto	171
Figura 126. Prueba de power grip con un martillo	172
Figura 127. Prueba de lateral pinch con una lámina metálica	172
Figura 128. Prueba de two-point pinch con un tubo delgado.....	173

LISTA DE TABLAS

Tabla 1.	Fuerzas de algunos tipos de agarre.....	39
Tabla 2.	Metodología a seguir para el desarrollo de la Tesis.....	55
Tabla 3.	Relación entre la lectura analógica, el voltaje de salida y la resistencia estimada del sensor de fuerza ($R_0 = 20\text{ k}\Omega$, $V_{CC} = 5\text{ V}$)	91
Tabla 4.	Asignación de pines analógicos del Arduino Uno para cada sensor de fuerza del exoesqueleto	93
Tabla 5.	Asignación de pines PWM del Arduino Uno y voltajes de alimentación para los servomotores del exoesqueleto	94
Tabla 6.	Estimación de autonomía del sistema considerando la eficiencia de los convertidores LM2596	99
Tabla 7.	Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos cuando la mano está abierta en estado de reposo.....	130
Tabla 8.	Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos cuando la mano está cerrada en estado de reposo.....	133
Tabla 9.	Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos de flexión de los dedos con fuerza débil.....	135
Tabla 10.	Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos de flexión de los dedos con fuerza media	136
Tabla 11.	Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos de flexión de los dedos con fuerza fuerte	137
Tabla 12.	Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos de extensión de los dedos con fuerza débil.....	139
Tabla 13.	Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos de extensión de los dedos con fuerza media	140
Tabla 14.	Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos de extensión de los dedos con fuerza fuerte.....	141
Tabla 15.	Promedios de los valores obtenidos de los sensores de la hoja de Excel "Mano Abierta Reposo"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023).....	142
Tabla 16.	Promedios de los valores obtenidos de los sensores de la hoja de Excel "Mano Cerrada Reposo"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023).....	143

Tabla 17. Valores mínimos, máximos y promedios filtrados de los sensores de la hoja de Excel "Flexión Fuerza Suave"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023).....	144
Tabla 18. Valores mínimos, máximos y promedios filtrados de los sensores de la hoja de Excel "Flexión Fuerza Media"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023).....	145
Tabla 19. Valores mínimos, máximos y promedios filtrados de los sensores de la hoja de Excel "Flexión Fuerza Fuerte"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023).....	146
Tabla 20. Valores mínimos, máximos y promedios filtrados de los sensores de la hoja de Excel .Extensión Fuerza Suave"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023).....	147
Tabla 21. Valores mínimos, máximos y promedios filtrados de los sensores de la hoja de Excel .Extensión Fuerza Media"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023).....	147
Tabla 22. Valores mínimos, máximos y promedios filtrados de los sensores de la hoja de Excel .Extensión Fuerza Fuerte"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023).....	148
Tabla 23. Valores promedio filtrados de los sensores para los diferentes tipos de movimiento y niveles de fuerza (valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023).....	148
Tabla 24. Pesos obtenidos del exoesqueleto de mano y sus componentes	153
Tabla 25. Comparación entre la fuerza teórica y la fuerza real de los servomotores del exoesqueleto	157
Tabla 26. Comparación de fuerzas por dedo y porcentaje de imitación del exoesqueleto	159
Tabla 27. Muestras tomadas de manera aleatoria (20 de 50) del movimiento Flexión Fuerza Débil	162
Tabla 28. Muestras tomadas de manera aleatoria (20 de 50) del movimiento Flexión Fuerza Media	163
Tabla 29. Muestras tomadas de manera aleatoria (20 de 50) del movimiento Flexión Fuerza Fuerte	164

Tabla 30. Muestras tomadas de manera aleatoria (20 de 50) del movimiento Extensión Fuerza Débil	165
Tabla 31. Muestras tomadas de manera aleatoria (20 de 50) del movimiento Extensión Fuerza Media	166
Tabla 32. Muestras tomadas de manera aleatoria (20 de 50) del movimiento Extensión Fuerza Fuerte	167
Tabla 33. Promedios generales de fuerza por dedo durante los movimientos de flexión y extensión medidos con dinamómetro	168

LISTA DE ECUACIONES

Ecuación 4.1.	Cálculo del perímetro de la rueda.....	71
Ecuación 4.2.	Sustitución del diámetro en milímetros	71
Ecuación 4.3.	Resultado numérico del perímetro.....	71
Ecuación 4.4.	Definición del desplazamiento total en función del ángulo	71
Ecuación 4.5.	Cálculo para $270^{\circ} = 3/4$ del perímetro	71
Ecuación 4.6.	Resultado numérico del desplazamiento total	71
Ecuación 4.7.	Definición del torque en función de la fuerza y el radio	72
Ecuación 4.8.	Despeje de la fuerza en función del torque y radio.....	72
Ecuación 4.9.	Sustitución de los valores de torque y radio.....	72
Ecuación 4.10.	Resultado numérico de la fuerza lineal	72
Ecuación 4.11.	Divisor de voltaje.....	88
Ecuación 4.12.	Cálculo de V_{OUT} sin presión aplicada (resistencia del sensor en reposo).....	89
Ecuación 4.13.	Cálculo de V_{OUT} con presión media aplicada (resistencia del sensor de 50 k Ω).....	89
Ecuación 4.14.	Cálculo de V_{OUT} con mayor presión aplicada (resistencia del sensor de 10 k Ω).....	89
Ecuación 4.15.	Conversión de lectura ADC a voltaje medido en la entrada analógica ...	89
Ecuación 4.16.	Cálculo numérico del voltaje medido para $N_{ADC} = 771$	89
Ecuación 4.17.	Expresión del divisor de voltaje entre la resistencia fija y el sensor de fuerza	90
Ecuación 4.18.	Resistencia equivalente del sensor de fuerza en función del voltaje medido.....	90
Ecuación 4.19.	Cálculo numérico de la resistencia del sensor de fuerza para la lectura máxima observada.....	90
Ecuación 4.20.	Energía total almacenada en la batería Li-Po de 11.1 V y 1300 mAh....	97
Ecuación 4.21.	Cálculo de la potencia de entrada considerando la eficiencia del convertidor LM2596.....	97
Ecuación 4.22.	Ecuación general para la estimación de autonomía del sistema.....	97
Ecuación 4.23.	Cálculo de la potencia de salida para los servomotores en el escenario A	98

Ecuación 4.24.	Potencia de entrada considerando la eficiencia del convertidor en el escenario A	98
Ecuación 4.25.	Autonomía del sistema bajo uso continuo fuerte.....	98
Ecuación 4.26.	Cálculo de la potencia de salida para los servomotores en el escenario B	98
Ecuación 4.27.	Potencia de entrada considerando la eficiencia del convertidor en el escenario B	98
Ecuación 4.28.	Autonomía del sistema en condiciones moderadas de uso	98
Ecuación 4.29.	Cálculo de la potencia de salida para los servomotores en el escenario C	99
Ecuación 4.30.	Potencia de entrada considerando la eficiencia del convertidor en el escenario C	99
Ecuación 4.31.	Autonomía del sistema en condiciones extremas de carga	99
Ecuación 5.1.	Cálculo del peso total del exoesqueleto	152
Ecuación 5.2.	Cálculo del peso de los servomotores y electrónica	153
Ecuación 5.3.	Fuerza teórica máxima calculada del servomotor	154
Ecuación 5.4.	Cálculo de la eficiencia de transmisión de fuerza	157
Ecuación 5.5.	Eficiencia promedio del sistema de transmisión por fricción.....	157
Ecuación 5.6.	Porcentaje de imitación de fuerza del exoesqueleto respecto a la fuerza humana	159

AGRADECIMIENTOS

A mis papás

Edgar Bajani Álvarez y Sara Díaz Sánchez, por motivarme a iniciar el grado de maestría aunque al principio no estaba seguro de realizarla y por brindarme apoyo en todos los momentos por más difíciles que fueran.

A mi director de tesis

Dr. Oscar Osvaldo Sandoval González, por la oportunidad de trabajar a su lado, darme la confianza de realizar un tema de tesis que tenía reservado desde hace tiempo y por todos los consejos que me permitieron alcanzar los objetivos de este proyecto de investigación.

A mis compañeros

Carlos Antonio, Francisco Javier, Juan Pablo, Brenda, Brandon Falco y todos los demás que faltan por mencionar por su amistad, por todos los momentos que compartimos, algunos más alegres que otros, además de todos los aprendizajes y la ayuda que recibí en aquellas áreas que no tenía experiencia y que nunca me negaron por más ocupados que estaban.

A mis maestros

A todos los doctores y maestros que fueron parte de mi formación académica a lo largo de mi estancia en estos años de aprendizaje, por todas las prácticas de laboratorio y enseñanzas que me ofrecieron para poder desarrollar un trabajo estructurado y con fundamento.

A SECIHTI (antes Conahcyt)

A la Secretaría de Ciencia, Humanidades, Tecnología e Innovación, por aceptarme en el programa y ofrecerme la beca con la cual pude solventar mis gastos tanto personales como académicos.

RESUMEN

En el presente trabajo titulado “Diseño Mecatrónico de un Exoesqueleto de Mano Enfocado al Aumento de Fuerza y Movilidad en Pacientes Después de un Problema Cerebrovascular” se desarrolla un sistema mecatrónico portátil con el fin de ayudar a personas que presentan limitaciones motrices en alguna de sus manos debido a algún tipo de ictus o accidente cerebrovascular. Este sistema busca mejorar la calidad de vida de los pacientes mediante el incremento de fuerza y movilidad en la zona afectada, permitiéndoles volver a realizar varias actividades cotidianas básicas a las que estaban acostumbrados antes de tener algún problema de este tipo sin la necesidad de acudir a algún tipo de ayuda constante.

Las investigaciones muestran que las patologías más comunes relacionadas a estos problemas son la hemiplejía y hemiparesia, por lo cual, este dispositivo está destinado a este tipo de pacientes siempre y cuando todavía cuenten con cierta movilidad en su extremidad superior afectada para poder ser amplificada y sean capaces de volver a utilizarla. El estudio de la anatomía y movimientos naturales de la mano humana fueron clave para la realización de un diseño biomecánico de un dispositivo funcional para los movimientos de flexión y extensión de la mano compatible para cierto tipo de usuario.

En la metodología, se integraron tres áreas principales: diseño mecánico, diseño electrónico y desarrollo de software de control.

- El sistema mecánico se realizó en un software de diseño 3D considerando parámetros antropométricos estandarizados de la mano humana y se aplicó manufactura aditiva mediante filamentos PLA (ácido poliláctico) y TPU (poliuretano termoplástico), asegurando comodidad, ligereza y flexibilidad en el dispositivo.
- El sistema electrónico incorpora sensores de fuerza DF9-16 distribuidos en los dedos en algunos de los dedos y servomotores de alto torque controlados por un microcontrolador Arduino Uno. Se añadieron convertidores de voltaje LM2596 y una batería Li-Po de 11.1 V para asegurar autonomía y portabilidad.
- En el software, se programó la adquisición y procesamiento de datos de los sensores,

generando una base de datos de movimientos de flexión y extensión en distintos niveles de fuerza. Con estos datos se determinaron umbrales que permiten al exoesqueleto interpretar y reproducir los movimientos del usuario de manera automática.

Los resultados obtenidos validan el desempeño del sistema comparando la fuerza teórica calculada con la fuerza real medida mediante el uso de un dinamómetro. Los valores experimentales mostraron una buena eficiencia promedio, reproduciendo aproximadamente el 80 % de la fuerza humana natural. Además, el exoesqueleto logró ejecutar con éxito distintos tipos de agarres funcionales, tales como power grip, lateral pinch y two-point pinch, demostrando su capacidad para asistir tareas reales. El peso total del dispositivo, incluyendo servomotores y electrónica, se mantuvo dentro de un rango ergonómico adecuado para uso prolongado.

Las conclusiones confirman la viabilidad del diseño mecatrónico propuesto como una herramienta de apoyo en la asistencia diaria. El prototipo combina bajo costo, manufactura accesible, portabilidad y eficacia, sentando bases para futuras mejoras en control inalámbrico, miniaturización y adaptación a otros niveles de discapacidad.

Palabras Clave: Exoesqueleto de mano, rehabilitación, accidente cerebrovascular, sensores de fuerza, mecatrónica, manufactura aditiva, ácido poliláctico, poliuretano termoplástico.

ABSTRACT

The present work, titled “Mechatronic Design of a Hand Exoskeleton Focused on Increasing Strength and Mobility in Patients After a Cerebrovascular Accident,” develops a portable mechatronic system aimed at assisting people who present motor limitations in one of their hands due to a stroke or cerebrovascular accident. This system seeks to improve patients’ quality of life by increasing strength and mobility in the affected area, allowing them to once again perform several basic daily activities they were accustomed to before suffering such conditions, without the need for constant external assistance.

Research shows that the most common pathologies related to these problems are hemiplegia and hemiparesis; therefore, this device is intended for patients who still retain partial mobility in their affected upper limb, so that it can be amplified and functional use can be restored. The study of the anatomy and natural movements of the human hand was essential for the biomechanical design of a functional device capable of performing flexion and extension movements suitable for a specific range of users.

The methodology integrates three main areas: mechanical design, electronic design, and control software development.

- The mechanical system was designed in 3D CAD software considering standardized anthropometric parameters of the human hand, and fabricated through additive manufacturing using PLA (polylactic acid) and TPU (thermoplastic polyurethane) filaments to ensure comfort, lightness, and flexibility.
- The electronic system incorporates DF9-16 force sensors distributed across several fingers and high-torque servomotors controlled by an Arduino Uno microcontroller. LM2596 voltage regulators and an 11.1 V Li-Po battery were added to guarantee autonomy and portability.
- In the software, data acquisition and processing from the sensors were programmed, generating a database of flexion and extension movements at different force levels. From these data, threshold values were determined, allowing the exoskeleton to interpret and

automatically reproduce the user's movements.

The results validate the system's performance by comparing the theoretical calculated force with the actual force measured using a dynamometer. Experimental results demonstrated good average efficiency, reproducing approximately 80 % of natural human strength. Furthermore, the exoskeleton successfully performed different functional grips—such as power grip, lateral pinch, and two-point pinch—proving its capability to assist in real tasks. The total weight of the device, including servomotors and electronics, remained within an ergonomic range suitable for prolonged use.

The conclusions confirm the feasibility of the proposed mechatronic design as an assistive tool for daily use. The prototype combines low cost, accessible manufacturing, portability, and efficiency, establishing a foundation for future improvements in wireless control, miniaturization, and adaptation to other levels of disability.

Keywords: Hand exoskeleton, rehabilitation, cerebrovascular accident, force sensors, mechatronics, additive manufacturing, polylactic acid, thermoplastic polyurethane

INTRODUCCIÓN

Los accidentes cerebrovasculares son una de las causas de mortalidad más frecuentes a nivel mundial hoy en día y la probabilidad de que un individuo sea propenso a sufrir alguna de estas aumenta con la edad. Este tipo de problemas pueden ser de tipo isquémico (causado por un coágulo de sangre) o hemorrágico (causado por la ruptura de un vaso sanguíneo en el cerebro). Aquellas personas que logran sobrevivir algunas de estas enfermedades suelen tener secuelas graves que afectan gravemente a su movilidad, las más comunes son la hemiplejia y hemiparesia, aunque también pueden tener otro tipo de afectaciones aparte de estas. Desafortunadamente, este tipo de pacientes son considerados socialmente no competentes, además de que llevan una vida poco activa y muchas limitaciones y en la mayoría de los casos, sus cuidados y necesidades básicas las desempeñan cuidadores informales como algún familiar. El proceso de recuperación varía para cada individuo y puede ser largo y desafiante. La rehabilitación juega un papel importante en la recuperación, ya que ayuda a mejorar la movilidad, fortalecer los músculos debilitados y aprender estrategias para adaptarse a las limitaciones causadas por estas secuelas. A pesar de que la rehabilitación es de suma importancia para los pacientes que presentan algún accidente cerebrovascular, no siempre es posible generar una buena neuro plasticidad para volver a utilizar aquellas partes del cuerpo afectadas. Por lo tanto, el presente trabajo busca dar una solución para esta problemática, desarrollando un sistema mecatrónico de asistencia para pacientes que presenten secuelas de un accidente cerebrovascular; el proyecto muestra un exoesqueleto de mano portátil con el cual los usuarios serán capaces de utilizar de manera cotidiana para realizar actividades básicas que no requiera cargar mucho peso con sus extremidades.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La enfermedad vascular cerebral constituye la tercera causa de muerte y la que produce mayor número de incapacidades físicas. La incidencia aumenta en forma lineal con la edad y afecta más al varón que a la mujer, sobre todo antes de los 55 años de edad, con una proporción de 1:0.33 para todas las edades. La incidencia mundial durante el tercero y el cuarto decenios de vida es de tres casos por cada 10 000 habitantes por año (**H et al., 2002**).

Su incidencia anual en España no difiere de modo significativo de los 176 casos por 100,000 habitantes observados en los países de su entorno. Los AVC ocupan en el mundo occidental la segunda causa de mortalidad, sólo superada por las enfermedades cardiovasculares y el cáncer. En España representan la primera causa de mortalidad femenina y la segunda de mortalidad masculina, y constituyen la principal causa de secuelas neurológicas permanentes en el adulto (**Rozamn y Cardellach, 2012**).

En Estados Unidos, la incidencia anual y la tasa de mortalidad del ictus disminuyeron de forma constante durante la mayor parte del siglo XX. Sin embargo, en los últimos años, la tasa de descenso se ha ralentizado y la incidencia de ictus puede estar aumentando. Alrededor de 750,000 nuevos ictus precisan atención médica al año en Estados Unidos, y el ictus provoca alrededor de 150,000 muertes al año. En cualquier momento dado hay alrededor de 3 millones de supervivientes a un ictus en Estados Unidos. Las tasas de incidencia en los países de Europa Occidental son discretamente más altas que la de Estados Unidos, y varios países de Europa Oriental, China y Japón presentan unas tasas mucho más altas, basadas al menos en parte en el tabaquismo, en factores dietéticos y ambientales. La tasa de ictus se dobla aproximadamente en cada década después de la edad de 55 años (**Goldman y Ausiello, 2009**).

El accidente cerebrovascular es la tercera causa de muerte en Estados Unidos y la causa principal de hemiplejía en el adulto. La trombosis cerebral es la causa de casi las tres cuartas partes de los accidentes cerebrovasculares, y la arterioesclerosis es un factor predisponente importante para esta. La hemorragia intracerebral o subaracnoidea causa aproximadamente la sexta parte de los accidentes cerebrovasculares, y la hipertensión actúa en muchos casos como factor predisponente. Los émbolos cerebrales son la causa de menos el 10 % de los accidentes

cerebrovasculares (**Greene y Netter, 2007**).

En la actualidad, la hemiplejía es considerada como la primera causa de discapacidad física en las personas adultas, siendo además una patología que va en aumento. Los pacientes con hemiplejía experimentan muchos cambios en su vida, por lo que es necesario que dispongan de unos cuidados, y ayudas especiales. Muchas veces, estos cuidados necesarios los desempeñan cuidadores informales, que en la mayoría de los casos son familiares del paciente afectado por las restricciones físicas de la hemiplejía. La calidad de vida de los pacientes con hemiplejía está disminuida, debido a que no tienen autonomía para realizar actividades básicas en su vida cotidiana, y esto supone una frustración para la mayoría de estas personas (**Díaz, 2015**).

La ECV (enfermedad cerebrovascular) constituye una gran carga social, sanitaria y económica, pues genera una importante demanda de cuidados integrales y de inversión tanto para el paciente como para su familia en las instituciones de salud; igualmente repercute sobre la calidad de vida (CV), tal y como ocurre con los otros tipos de enfermedades crónicas y sus tratamientos (**Hernández y Salazar, 2020**).

JUSTIFICACIÓN

Este proyecto fue seleccionado como una posible solución a la problemática presentada, ya que se busca mejorar la calidad de vida de las personas que presentan alguna secuela debido a un accidente cerebrovascular, sobre todo, para que tengan la oportunidad de volver a utilizar su miembro o miembros superiores del cuerpo y de esta manera realizar actividades simples con una de las partes más fundamentales y prácticas para la manipulación de objetos que el ser humano tiene.

Las estadísticas muestran la gran cantidad de individuos que han presentado algún problema de ictus en los diferentes países durante los últimos decenios, demostrando ser una de las causas más comunes de mortalidad en todo el mundo. Las personas que llegan a sobrevivir a alguno de estos accidentes suelen presentar secuelas motrices a lo largo de su vida, dificultando sus actividades básicas y dependiendo de ayuda externa en la mayor parte del tiempo.

Aunque la rehabilitación es indispensable en este tipo de pacientes para crear neuro plasticidad y empezar a volver a generar fuerza y movimiento en sus extremidades dañadas, en muchas ocasiones no es posible recuperar del todo estas conexiones nerviosas ni generar la suficiente fuerza tal cual y como lo solían hacer, de hecho, tienden a tener un rango de movimiento limitado, sin embargo, la tecnología ha desempeñado un papel importante en la salud de este grupo de pacientes durante los últimos años. Para este tipo de casos, un exoesqueleto colocado sobre la superficie de las articulaciones puede ayudarlos en sus actividades diarias más comunes, gracias a rutinas de rehabilitación. El inconveniente de este tipo de exoesqueletos es que suelen estar fijos debido a su propósito principal y no se pueden emplear en la vida cotidiana de los afectados. Un sistema portátil de exoesqueleto colocado en la mano o en las manos de los pacientes permitiría a estos mismos desplazarse a diferentes lugares y al mismo tiempo tener la capacidad de manipular e interactuar con su entorno, mejorando su calidad de vida.

HIPÓTESIS

Es posible diseñar y construir un sistema mecatrónico de exoesqueleto de mano con la capacidad de realizar movimientos de agarre básicos para el uso cotidiano mediante el uso de mecanismos realizados por manufactura aditiva en conjunto con un microcontrolador, sensores y actuadores programados en base a modelos matemáticos.

OBJETIVOS

Diseñar y producir un exoesqueleto de miembro superior portátil para ser utilizada por pacientes con limitación motriz afectados por un problema cerebrovascular.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar un exoesqueleto de mano utilizando como guía las medidas estándar de la mano humana mediante herramientas de diseño 3D asistido por computadora.
- Realizar un diseño electrónico para los componentes de adquisición de datos y actuadores que conformarán el sistema.
- Elaborar un modelado matemático para las distintas partes que conforman el exoesqueleto de mano, con el fin de obtener un correcto funcionamiento y un respaldo coherente de las mismas.
- Programar un microcontrolador para la adquisición e interpretación de las señales proporcionadas por los distintos sensores y para la manipulación de controlada de los actuadores que conforman el exoesqueleto de mano.
- Realizar las debidas pruebas de cada una de las áreas que conforman el exoesqueleto de mano para garantizar que los resultados físicos coincidan con los resultados teóricos.

CONTRIBUCIÓN AL CONOCIMIENTO

Este trabajo contribuye al área de la ingeniería mecatrónica enfocada en la rehabilitación física, a través de un exoesqueleto manual portátil cuyo propósito es mejorar la fuerza y el movimiento en pacientes con secuelas que provienen de un accidente cerebrovascular.

Su aporte fundamental consiste en incorporar un sistema de control, mecánico y electrónico que sea accesible, elaborado a través de manufactura aditiva con materiales flexibles y económicos. Esto posibilita su empleo diario sin comprometer la comodidad del usuario.

También se implementó un sistema sensorial a partir del uso de sensores de fuerza DF9-16 y un algoritmo basado en umbrales experimentales obtenidos a través de la recopilación de una base de datos real, permitiendo al exoesqueleto interpretar y reproducir los movimientos de flexión y extensión del usuario.

Se validó la eficiencia mecánica del sistema, alcanzando aproximadamente el 80 % de la fuerza humana natural, lo cual demuestra la viabilidad del diseño como una herramienta portátil, económica y efectiva para la asistencia funcional de la mano.

En conjunto, estas aportaciones fortalecen la relación entre el diseño ergonómico, el control sensorial y la integración electrónica en sistemas portátiles de asistencia biomecánica, abriendo nuevas posibilidades de investigación y desarrollo en el área de exoesqueletos funcionales de mano de bajo costo y manufactura accesible.

CAPÍTULO 1: ANTECEDENTES

1.1 ¿Qué es un exoesqueleto?

Un exoesqueleto es un dispositivo electromecánico el cual utiliza un operador humano y está diseñado para aumentar el rendimiento físico del usuario. A lo largo del tiempo se han desarrollado una diversidad de exoesqueletos con el fin de restaurar movimientos funcionales, tales como caminar, en el caso de pacientes con parálisis (Hill et al., 2017).

1.2 Patologías relacionadas con la falta de movimiento de la mano

Hemiplejia: La palabra hemiplejia significa “mitad de parálisis”, en otras palabras, parálisis de medio cuerpo. Esta patología es ocasionada por una lesión que afecta a un hemisferio del cerebro y que, en consecuencia, paraliza el brazo y la pierna del lado apuesto del hemisferio dañado y en ocasiones afecta la mitad de la cara. La hemiplejia no afecta los músculos del tronco y el diafragma ya que están inervados bilateralmente, por lo tanto, reciben impulsos nerviosos de ambos lados del cerebro de tal manera que, si uno de los lados se daña, el del otro lado suple la deficiencia.

Posibles causas de la hemiplejia:

- Hemorragia cerebral: Se manifiesta prontamente debido a un accidente cerebrovascular; afecta por lo general a persona hipertensas de mediana edad, sobre todo más a hombres que a mujeres.
- Trombosis arterial: Se puede dar en arteriosclerosis cerebral (arterias obstruidas por placa, grasa o colesterol) y con más frecuencia en personas mayores de cincuenta años y con síntomas previos arterioscleróticos, como claudicación intermitente cerebral similares a los de la hemorragia cerebral pero menos bruscos y más reiterados.
- Embolismo arterial: Esta causa se suele dar en enfermos con antecedentes cardíacos tipo endocarditis o estenosis mitral. El comienzo del cuadro es repentino.
- Traumatismo: Como su nombre indica, es presenta por una lesión o daño físico

ocasionado por una fuerza externa y puede existir fractura craneana o no. Este tipo de hemiplejia tiene mejor pronóstico que las anteriores y con frecuencia no es una hemiplejia completa estando la parálisis focalizada dependiendo de la extensión del traumatismo.

- Tumores cerebrales: Suelen ser hemiplejias de comienzo muy lento y también muy destacada en sus primeras manifestaciones.
- Intoxicaciones: La intoxicación por óxido de carbono puede producir hemiplejia, pero comúnmente es transitoria (**Sanjuán, 2007**).

Hemiparesia: La hemiparesia es la debilidad del brazo y la pierna del mismo lado del cuerpo. La cara puede estar afectada o no. La hemiparesia puede ser de leve a grave. Casi siempre es causada por lesiones que afectan el tracto corticoespinal. La debilidad causada por lesiones del tracto corticoespinal hace que diferentes grupos de músculos se debiliten en un patrón particular, a menudo llamado debilidad del patrón predilección. En la extremidad superior, los extensores son más débiles que los flexores: el brazo se mantiene cerca del cuerpo (en aducción) y se flexiona en el codo, en pronación en el antebrazo y en flexión en la muñeca y los dedos. En la extremidad inferior, la pierna está extendida a la altura de la cadera, la rodilla y la flexión plantar a la altura del tobillo.

- En el cerebro: accidente cerebrovascular, hemorragia (intracerebral, subdural, subaracnoidea), traumatismo, infección y tumores.
- En la columna cervical: traumatismos, infecciones, enfermedades del disco, espondilosis, tumores y hemorragia epidural. Los niños con parálisis cerebral suelen tener un componente distónico en su hemiparesia (**Kreutzer et al., 2010**).

1.3 Huesos de la mano y la muñeca

La mano humana tiene 27 huesos divididos en tres grupos: 8 huesos del carpo en la muñeca, 5 huesos metacarpianos y 14 falanges de los dedos. Los huesos del carpo están dispuestos en dos filas y tienen nombres que reflejan sus formas (**Figura 1**). Los huesos de la fila distal, desde el lado lateral hasta el lado medial, incluyen el trapecio (trapezium) (de cuatro lados con dos

lados paralelos), el trapezoide (trapezoid) (de cuatro lados), el hueso grande del carpo (capitate) (el hueso central) y el hueso ganchoso (hamate) (en forma de gancho). Estos cuatro huesos encajan estrechamente unidos por ligamentos interóseos para formar una unidad relativamente inmóvil que se articula con los metacarpianos (metacarpals) para formar la articulación carpometacarpiana (carpometacarpal) (CMC). Los huesos de la fila proximal incluyen el escafoides (scaphoid) (en forma de barco), el semilunar (lunate) (en forma de medialuna), el triquetral (triquetrum) (en forma de triángulo) y el pisiforme (pisiform) (en forma de guisante). Las superficies proximales del escafoides, el semilunar y el triquetral forman una superficie elíptica biconvexa, que se articula con la superficie bicóncava del extremo distal del radio. La articulación entre las filas proximal y distal se denomina articulación mediocarpiana (midcarpal joint), mientras que las articulaciones entre huesos adyacentes se denominan articulaciones intercarpianas (intercarpal joints).

Los cinco huesos metacarpianos (metacarpal bones) tienen forma cilíndrica y se articulan proximalmente con los huesos distales del carpo y distalmente con las falanges proximales (proximal phalanx) de los dedos. Las bases de los huesos metacarpianos de los dedos índice y medio están estrechamente unidas y se articulan poco con el trapezoide y el hueso grande del carpo en la articulación CMC. Por otro lado, la articulación CMC para los metacarpianos del dedo anular y meñique con el ganchoso permite hasta 10 a 15° y 20 a 30° de flexión/extensión, respectivamente. Los ejes arqueados de los huesos metacarpianos forman la palma y los extremos distales tienen forma esférica, lo que permite la articulación con la base de las falanges correspondientes. Los músculos interóseos y los tendones extensores recorren a lo largo del lado cóncavo y de la superficie dorsal grande y lisa de la diáfisis, respectivamente, mientras que los extremos distales tienen una superficie palmar ranurada para los tendones flexores (Freivalds, 2004).

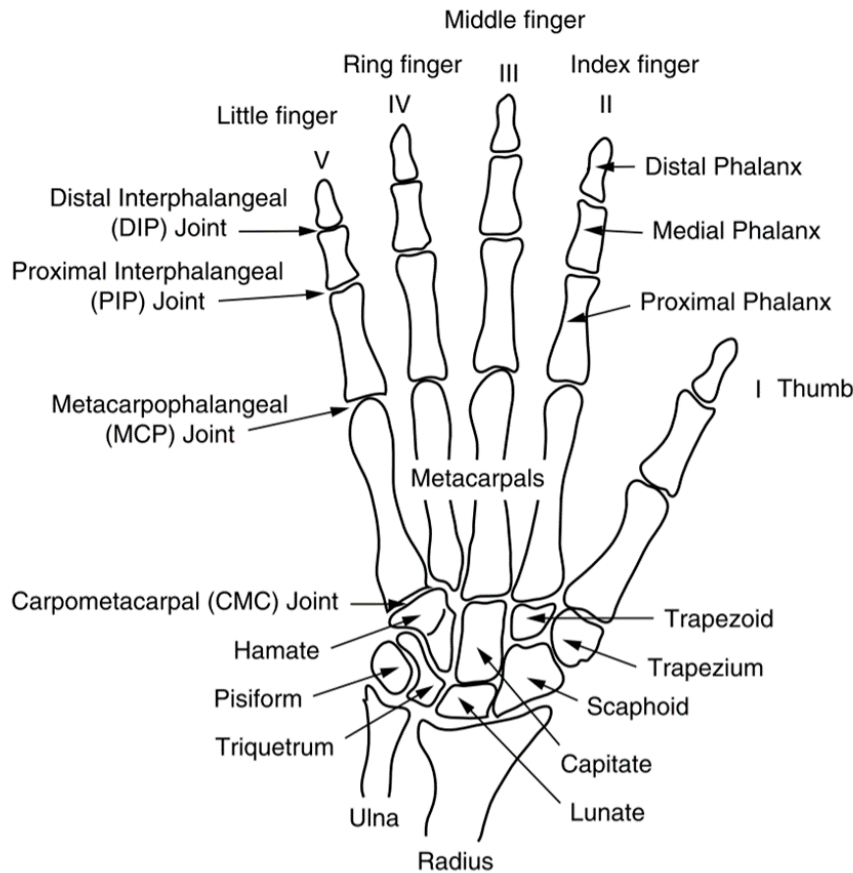


Figura 1: Huesos y articulaciones de la mano derecha (vista palmar)

1.4 Articulaciones de la mano

Hay cuatro articulaciones en cada dedo, en secuencia de proximal a distal: carpometacarpiana (carpometacarpal) (CMC), metacarpofalángica (metacarpophalangeal) (MCP), interfalángica proximal (proximal interphalangeal) (PIP) e interfalángica distal (distal interphalangeal) (DIP). Las articulaciones CMC están formadas por las bases de los cuatro metacarpianos (metacarpals) y los huesos distales del carpo y están estabilizadas por ligamentos interóseos para formar una articulación relativamente inmóvil. Sin embargo, una función importante de la articulación CMC es formar el hueco de la palma y permitir que la mano y los dedos se ajusten a la forma del objeto que se manipula.

Las articulaciones MCP están compuestas por la cabeza convexa del metacarpiano y la base cóncava de la falange proximal y están estabilizadas por una cápsula articular y ligamentos. La

flexión de 90° y la extensión de 20 a 30° desde el punto muerto tienen lugar en el plano sagital (sagital plane). El rango de flexión difiere entre los dedos con el dedo índice teniendo el ángulo de flexión más pequeño de 70° y el dedo meñique muestra el ángulo más grande de 95°. En el plano frontal se produce una desviación radial y cubital de aproximadamente 40 a 60°, con el dedo índice mostrando hasta 60° de abducción y aducción, los dedos medio y anular hasta 45°, y el dedo meñique alrededor de 50° de abducción mayoritaria. La amplitud de movimiento en la articulación MCP disminuye a medida que aumenta el ángulo de flexión debido a la estructura metacarpiana bicondilar. También hay cierta rotación axial de los dedos desde una posición de pronación a una supinación cuando los dedos se extienden. En el movimiento inverso, los dedos se juntan al entrar en flexión.

Las articulaciones IP (interphalangeal joint), al igual que las juntas de bisagra, sólo presentan flexión y extensión. Cada dedo tiene dos articulaciones IP, la PIP y la DIP, excepto el pulgar, que tiene solo una. Los ligamentos volares y colaterales, conectados con láminas de expansión de los tendones extensores, impiden cualquier movimiento de lado a lado. El rango de flexión más grande, de 100 a 110°, se encuentra en las articulaciones PIP, mientras que un rango de flexión más pequeño, de 60 a 70°, se encuentra en las articulaciones DIP. También se puede encontrar hiperextensión o extensión más allá de la posición neutral, debido a la laxitud de los ligamentos, tanto en las articulaciones DIP como PIP (Freivalds, 2004).

1.5 Movimientos de los dedos trifalángicos

Los dedos índice, medio, anular y meñique pueden ser estudiados de manera simultánea, ya que, debido a su similitud, forman un conjunto ordenado a partir de las articulaciones metacarpofalángicas (MCP) y con relación al eje central de la mano. Sin embargo, los movimientos del dedo pulgar deben de ser un objeto de estudio especial.

1.5.1 Movimiento de flexión-extensión

Este movimiento se efectúa alrededor de un eje transversal. La falange proximal del dedo se encuentra inicialmente en extensión, en la prolongación del hueso metacarpiano correspondiente. Cuando se produce una extensión provocada y pasiva, la falange se sitúa en un plano

posterior al que ocupaba originariamente.

- Rango de movimiento de las articulaciones metacarpofalángicas (MCP): en flexión 90° y en extensión 40° (Figura 2).
- Rango de movimiento de las articulaciones interfalángicas proximales (PIP): en flexión 130° y en extensión 0° .
- Rango de movimiento de las articulaciones interfalángicas distales (DIP): en flexión 90° y en extensión 0° (Hirt et al., 2017).

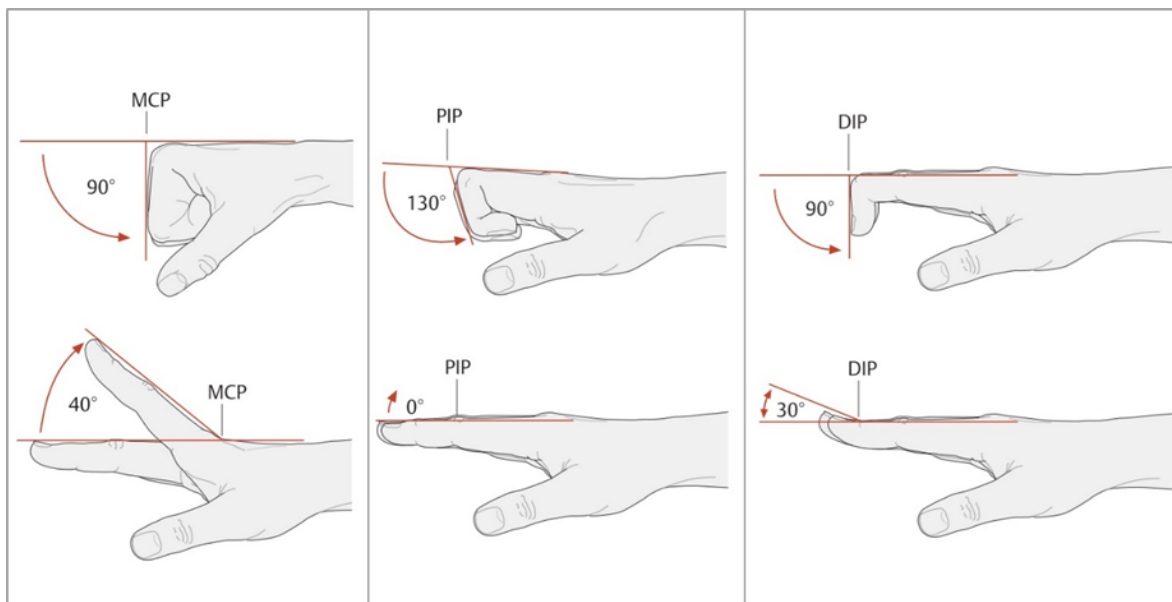


Figura 2: Rangos de movimiento (flexión-extensión) del MCP, DIP y PIP de los dedos trífalángicos

1.5.2 Movimiento de abducción-aducción

El eje de la mano y de los dedos pasa por el tercer hueso metacarpiano y por el dedo medio. La abducción de los dedos los aleja de esta línea (Figura 3), mientras que la aducción los aproxima (Figura 4). La amplitud del movimiento es mayor cuando los dedos se hallan en extensión. El movimiento de abducción alcanza 60° para el dedo índice y 45° para los dedos anular y meñique.

Cuando los dedos se hallan en hiperextensión, disminuye la amplitud del movimiento. Cuando los dedos están flexionados, la abducción y la aducción no son posibles (**Rouvière y Delmas, 2005**).

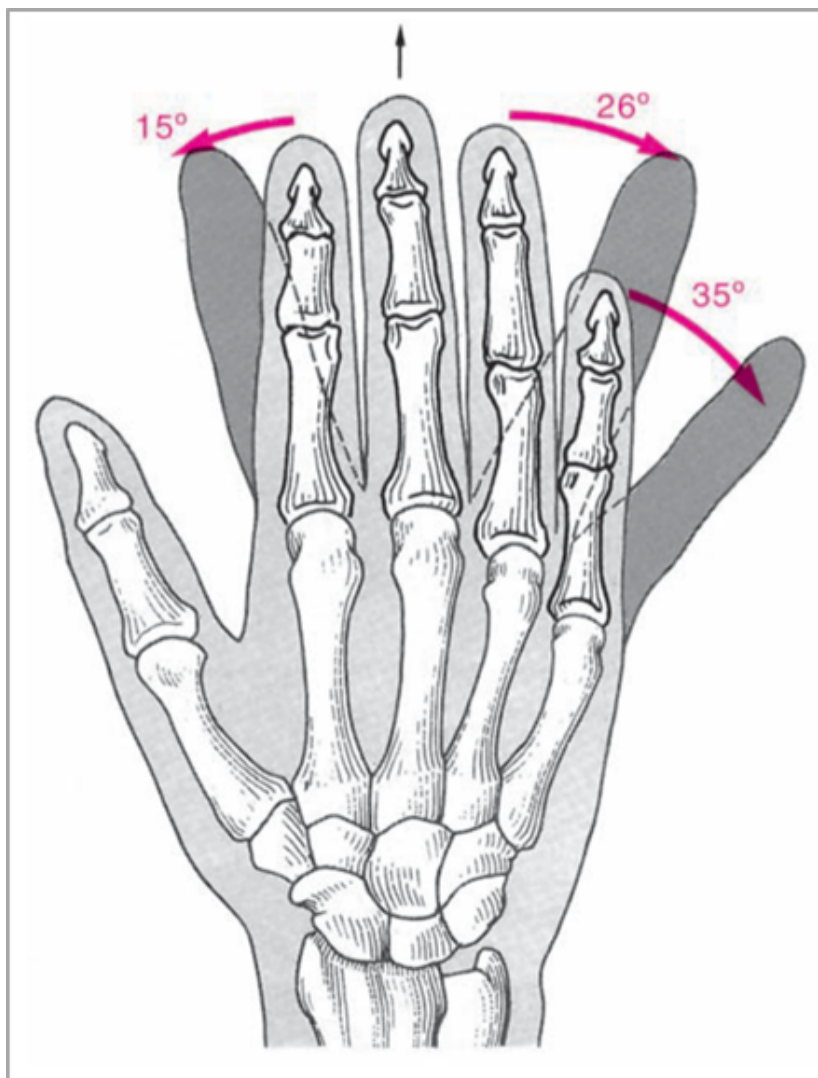


Figura 3: Movimiento de abducción de los dedos trifalángicos. Los dedos se separan del eje de la mano

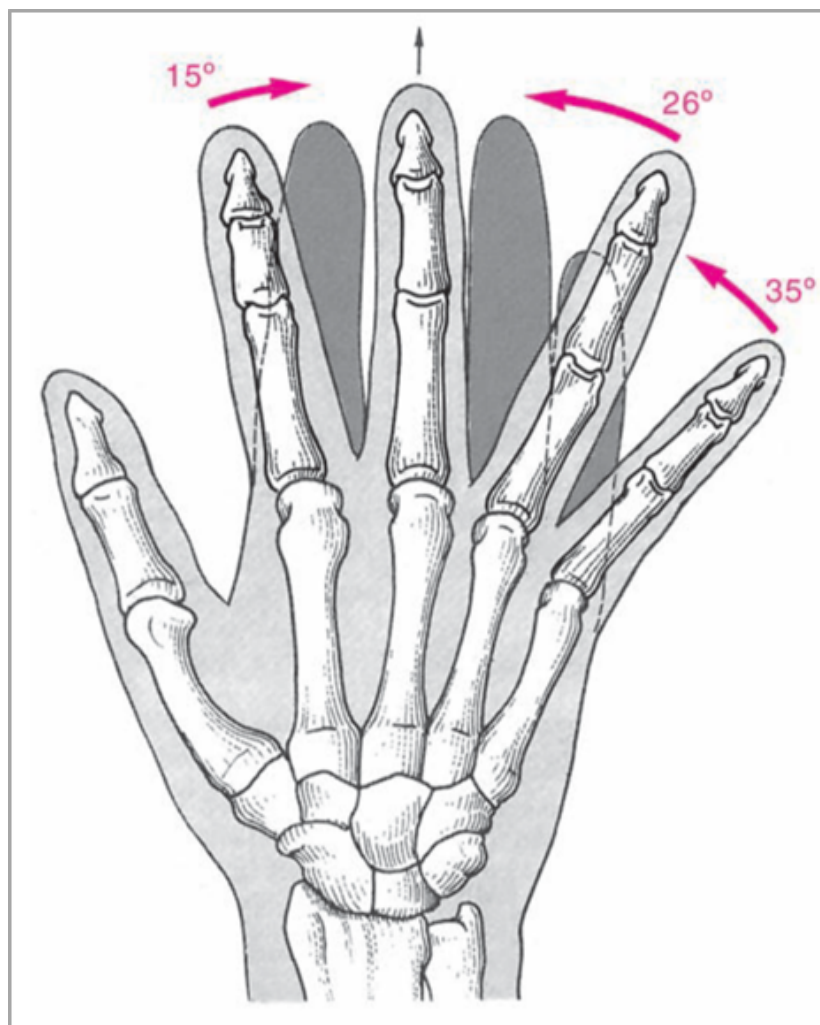


Figura 4: Movimiento de aducción de los dedos trifalángicos. Los dedos se aproximan al eje de la mano

1.6 Estructura del dedo pulgar

El dedo pulgar posee un esqueleto especial: se trata de la columna del dedo pulgar, que reviste un valor funcional debido a la movilidad de su hueso metacarpiano y a su musculatura intrínseca, más adaptada a sus funciones que su musculatura extrínseca. La columna del dedo pulgar sigue el radio lateral de la mano desde su apoyo y su unión con el radio. Este conjunto óseo comprende los huesos escafoides, trapecio, el primer hueso metacarpiano y las dos falanges ([Figura 5](#)). En este conjunto funcional hay que destacar la importancia de la articulación carpometacarpiana del pulgar, que confiere al dedo pulgar su orientación en el

espacio y su posibilidad de rotación automática. Las demás articulaciones metacarpofalángicas e interfalángicas producen la flexión y extensión del dedo pulgar, asociadas a la supinación o a la pronación, en la ejecución de todos los movimientos en que este dedo participa de forma importante (Rouvière y Delmas, 2005).

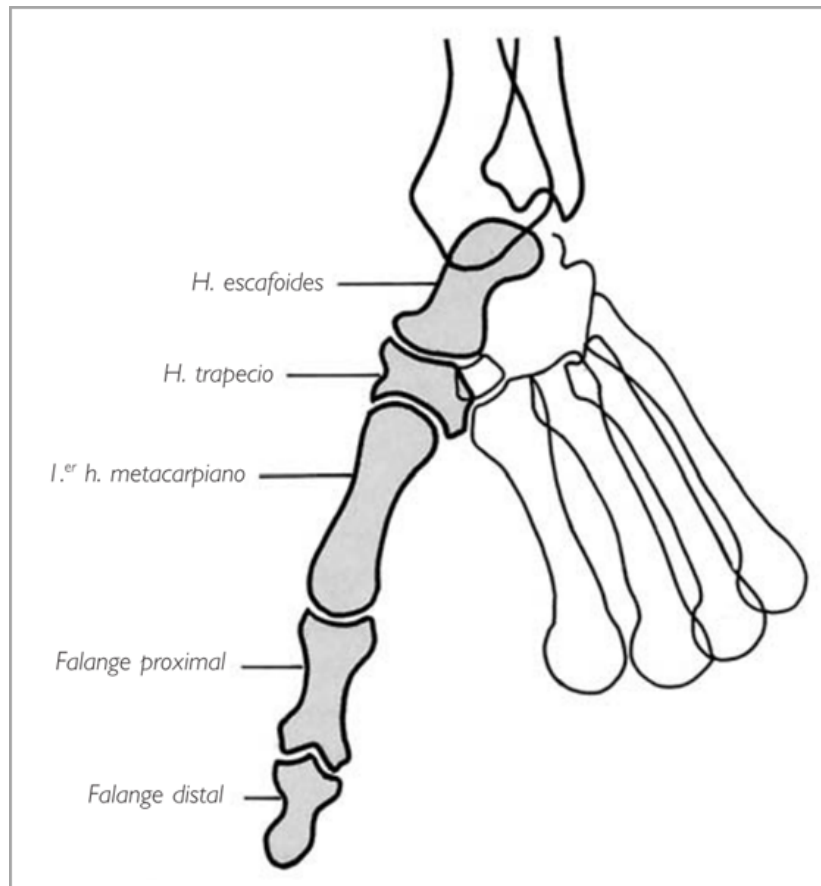


Figura 5: Columna ósea del dedo pulgar

1.7 Movimientos del dedo pulgar

Las articulaciones funcionales del pulgar se dividen en la articulación carpometacarpiana (CMC) del pulgar, que pertenece a la articulación de la muñeca, y las articulaciones metacarpofalángica (MCP) e interfalángica (IP) del pulgar, que pertenecen al propio dedo. Esto da lugar a **dos grados de libertad en la articulación CMC** del pulgar:

- El primer grado de libertad comprende la abducción y la aducción alrededor de un eje

que pasa por la base del primer metacarpiano que toma un recorrido radio dorsal a cúbito palmar y forma un ángulo de 45° con el plano de la mano extendida.

- El segundo grado de libertad comprende la flexión y la extensión. El eje para este movimiento toma un recorrido radio palmar hasta cubito dorsal a través del trapecio. Si este eje se proyecta sobre el eje de abducción y aducción, los dos forman un ángulo de 90° entre sí.

Como articulación ovoide, la articulación MCP del pulgar describe dos grados de libertad con los movimientos flexión-extensión y abducción-aducción (Figura 6 a). Por el contrario, la articulación IP del pulgar es una articulación de bisagra pura, que permite la extensión, flexión y oposición (Figura 6 b, c) (Hirt et al., 2017).

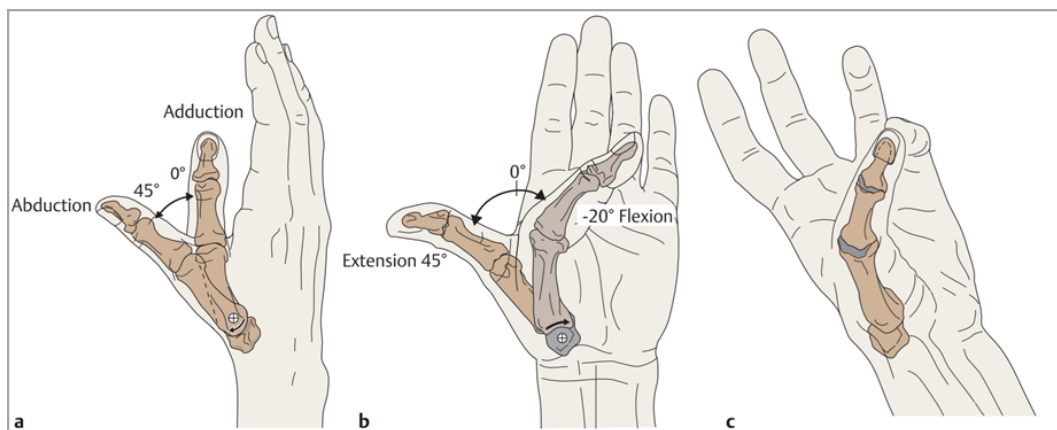


Figura 6: Movimientos del pulgar de las articulaciones MCP e IP. (a) Abducción y aducción del pulgar. (b) Extensión y flexión del pulgar. (c) Oposición del Pulgar

1.8 Antropometría de la mano

Las siguientes medidas se han optado por dar cabida al 98 % de la población estadounidense, que se encuentra entre el 99 por ciento y el 1 por ciento, para diseños de productos para civiles. Cualquier porcentaje inferior excluye a un buen número de operadores altos.

- **LM:** 99 percentil large man (hombre grande) (Figura 7).
- **MEAN:** 50 percentil avg man (hombre promedio).

- **SM:** 1 percentil small man (hombre pequeño).
- **LW:** 99 percentil large woman (mujer grande) (Figura 8).
- **MEAN:** 50 percentil avg woman (mujer promedio).
- **SW:** 1 percentil small woman (mujer pequeña).

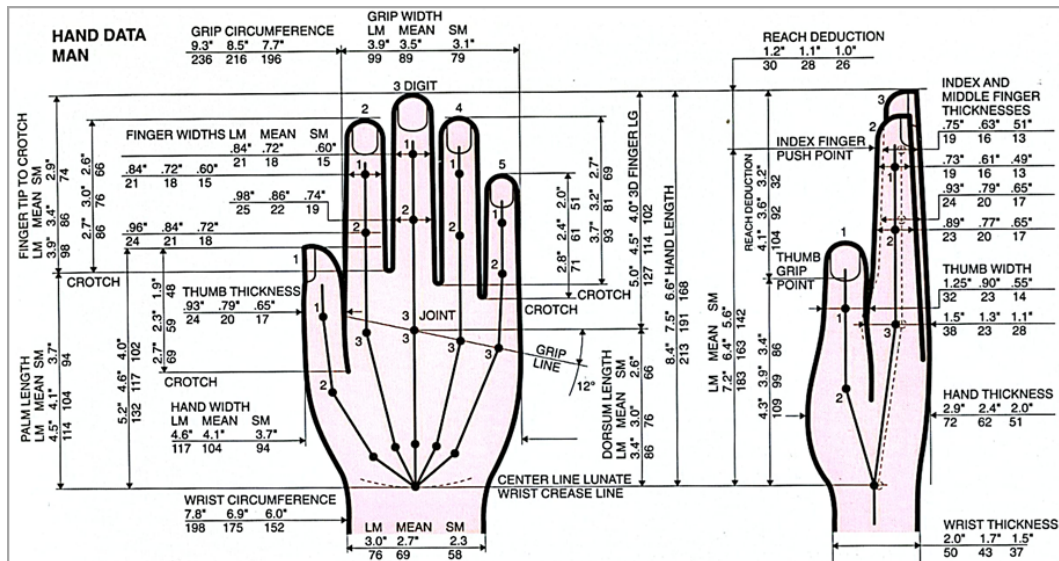


Figura 7: Medidas de la mano de un hombre adulto

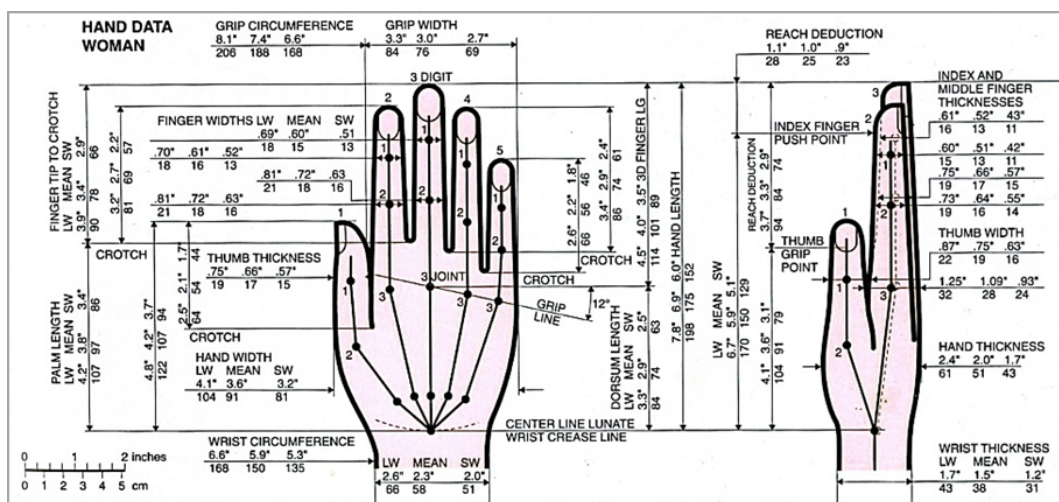


Figura 8: Medidas de la mano de una mujer adulta

1.8.1 Variaciones humanas:

No hay dos personas exactamente iguales, incluidos los gemelos idénticos. La gran diversidad es un problema para el diseñador. Hay aproximadamente tres categorías de variabilidad humana:

- **Intraindividual:** las tallas cambian durante la vida adulta. Algunos cambios se deben al envejecimiento y/o la nutrición; otros son causados por el movimiento y/o el medio ambiente. La cara y el cuerpo suelen ser asimétricos. Esta puede ser la razón por la que a algunas personas no les gustan las fotografías de ellos mismos; están acostumbrados a verse en un espejo, lo que invierte la imagen.
- **Interindividual:** existen grandes diferencias por sexo y pertenencia étnica y racial. Las diferencias incluyen el color de la piel, el color de los ojos y el cabello, las proporciones del cuerpo y otras características.
- **Variabilidad secular:** los cambios ocurren de generación en generación por diversas razones. Sin embargo, dado que el ritmo de estos cambios es relativamente lento, tienen un efecto limitado en el diseñador (Tilley y Dreyfuss, 1993).

1.9 Tipos de agarre de la mano

La mano humana es una estructura compleja de huesos, arterias, nervios, ligamentos y tendones. Los dedos están controlados por los músculos extensor del carpo y flexor del carpo en el antebrazo. Los músculos están conectados a los dedos mediante tendones, que pasan a través de un canal en la muñeca formado por los huesos del dorso de la mano por un lado y el ligamento transversal del carpo por el otro.

Una característica única de la extremidad superior mencionada es la destreza manual producida por la mano. Napier (1956) definió los movimientos prensiles de la mano humana en términos de agarre de fuerza (power grip) y agarre de precisión. En un agarre de fuerza, la herramienta, cuyo eje es más o menos perpendicular al antebrazo, se sujeta en una abrazadera formada por los dedos parcialmente flexionados y la palma, con presión opuesta aplicada por el pulgar

(figura 23). Hay tres subcategorías del agarre de fuerza, diferenciadas por la línea de acción de la fuerza: (1) fuerza paralela al antebrazo, como en el aserrado; (2) fuerza en ángulo con respecto al antebrazo, como al martillar; y (3) torsión sobre el antebrazo, como cuando se utiliza un destornillador. Como su nombre lo indica, el agarre de fuerza se utiliza para ejercer fuerza o para sostener objetos pesados.

En un agarre de precisión, la herramienta se aprieta entre las caras flexoras de los dedos y el pulgar opuesto. La posición relativa del pulgar y los dedos determina cuánta fuerza se debe aplicar y proporciona una superficie sensorial para recibir la retroalimentación necesaria para brindar la precisión necesaria. Hay dos tipos de agarre de precisión (**Figura 9**): (1) interno (internal precision), en el que el eje de la herramienta (por ejemplo, un cuchillo) pasa por debajo del pulgar y, por tanto, es interno a la mano; y (2) externo (external precision), en el que el eje (p. ej., un lápiz) pasa sobre el pulgar y, por tanto, es externo a la mano. El agarre de precisión se utiliza para el control. También está el agarre de gancho (hook grip), que se utiliza para soportar el peso únicamente con los dedos, como cuando se sostiene una caja; un pellizco lateral (lateral pinch), como al sostener una llave; y un pellizco de pulpa o punta (tip pinch), según se toquen la parte pulposa o las uñas de los dedos. Tenga en cuenta que todos estos agarres tienen una capacidad de fuerza significativamente menor en comparación con el agarre de fuerza (figura 24) y, por lo tanto, nunca se deben aplicar grandes fuerzas usando agarres de pellizco (pinch grips) (**Freivalds, 2004**).

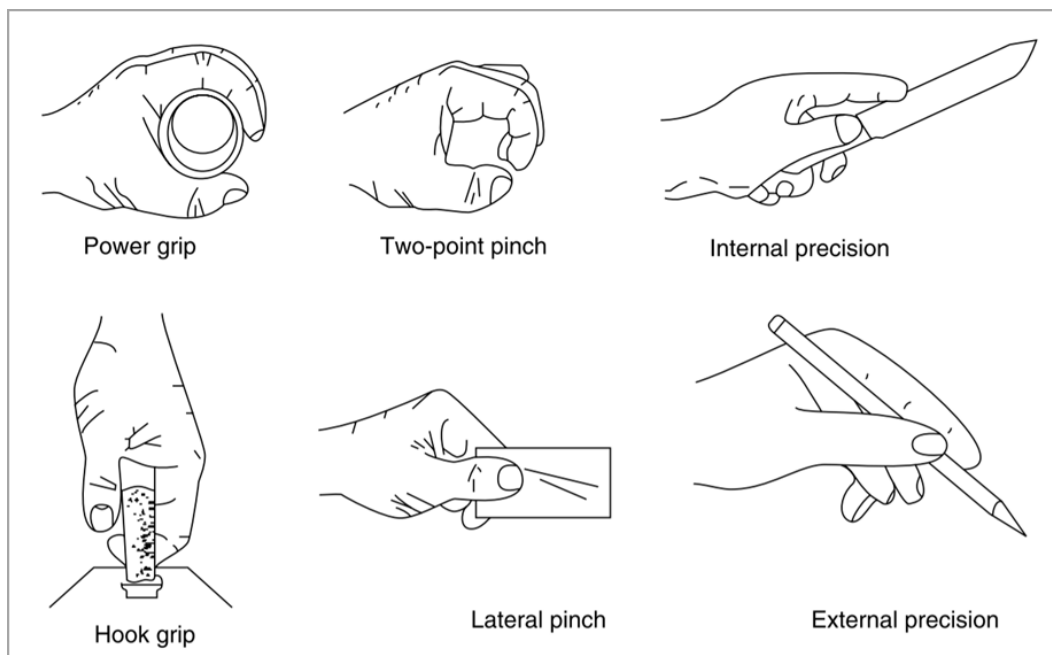


Figura 9: Tipos de agarre de la mano

Tabla 1: Fuerzas de algunos tipos de agarre

Fuerzas Relativas para los Diferentes Tipos de Agarres			
Agarre	Masculino (N)	Femenino (N)	% de Fuerza de Agarre
Agarre de Fuerza (Power Grip)	400	228	100
Pellizco de Punta (Tip Pinch)	65	45	18
Pellizco de Pulpa (Pulp Pinch)	61	43	17
Pellizco Lateral (Lateral Pinch)	109	76	30

CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE

En [Mulas et al., 2005] se desarrolla un dispositivo para la rehabilitación enfocado a pacientes que han perdido parcialmente la habilidad de controlar correctamente la musculatura de la mano debido a problemas de derrame cerebral o que hayan sufrido algún daño en la médula espinal. Dentro del mismo, se indica que el sistema está basado en señales de EMG (electromiografía) para “comprender” la voluntad del sujeto para mover la mano y, gracias al actuador que tiene incluido, puede ayudar a los dedos con el objetivo de realizar la tarea. El sistema de la rehabilitación de la mano consiste esencialmente de una Computador Portátil, un microcontrolador, un exoesqueleto accionado y un dispositivo para grabar las señales mioeléctricas (EMG) (Figura 10). La Computadora Portátil tiene las funciones de interactuar con el operador mediante una interfaz gráfica; grabar y procesar las señales mioeléctricas del paciente y comunicarse con el microcontrolador por medio de una conexión vía serial para transmitir comandos o adquirir información sensorial. El exoesqueleto está compuesto de un guante, el cual tiene sobrepuesto una estructura de soporte hecha a base de plástico. Se utilizó un microcontrolador microchip modelo 18F452, el cual recibe comandos desde la PC y genera las señales de comando para los dos servomotores que conforman el exoesqueleto (Figura 1). Los electrodos con los que se detectan las señales mioeléctricas son colocadas en antebrazo, ya que ahí se encuentra el Flexor Digitorum Superficialis y de ahí se puede detectar las flexiones de los 4 dedos de la mano. En esta posición las señales grabadas no sufren algún tipo de ruido debido a la flexión de los dedos. Las señales mioeléctricas son muestreadas a una frecuencia de 500 Hz, las cuales son rectificadas y filtradas.

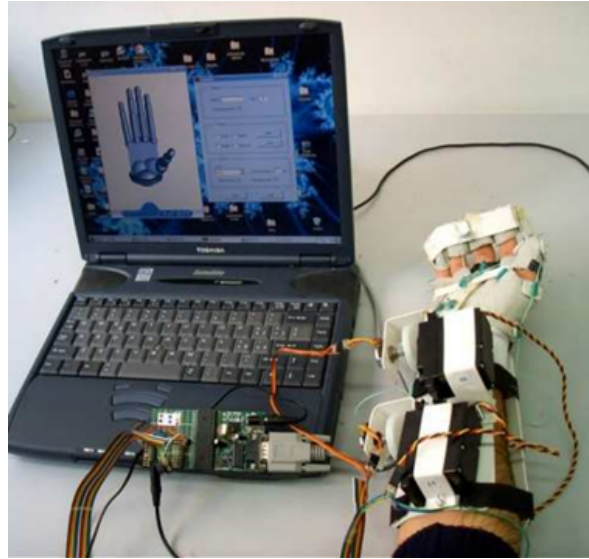


Figura 10: Vista superior del sistema de rehabilitación completo

Dentro de [Suppiah et al., 2020] se realiza un Sistema Robótico de Rehabilitación que ayuda pacientes con derrame cerebral para recuperar sus movimientos en la mano. El sistema se compone de un exoesqueleto de mano el cual está integrado con sensor de electromiografía, un actuador lineal, un microcontrolador y una pantalla. El mismo documento deja en claro que el uso del sensor de electromiografía es indispensable, ya que con este se detectará la intención del paciente para realizar un movimiento con su mano afectada por el derrame cerebral. El mecanismo del exoesqueleto está conformado por dos actuadores lineales, los cuales sirven como fulcros (punto de apoyo de una palanca) los cuales conectan a la falange proximal (Figura 11). Esta conexión facilita la extensión de la falange proximal en dirección hacia abajo empujando la misma. La retracción del actuador lineal funciona similarmente tal y como la falange proximal lo haría moviéndose en dirección hacia arriba. Tanto el microcontrolador implementado y el sensor de Electromiografía trabajan de forma inalámbrica evitando de esta manera la complejidad de usar largos cables para la adquisición de datos. El microcontrolador implementado es un BLE-Nano, el cual es una combinación del Arduino Nano ATmega328P y el CC2540 de Teras Instruments. Para el sensor de electromiografía se utilizó la MyoWare Muscle Sensor el cual incluye conectores de electrodos en su tablero. Para la pantalla se utilizó un LCD, el cual muestra una interfaz gráfica realizada en Python con el objetivo de controlar la ejecución de los actuadores lineales. Para analizar la forma de onda generada

por el sensor de electromiografía se recolectó la información de 10 diferentes usuarios para observar los movimientos de cierre y apertura de mano, de los cuales, las formas de onda eran muy similares en ambos movimientos. La amplitud del pico de la onda depende de la cantidad de fuerza ejercida por el usuario.



Figura 11: Exoesqueleto de mano V3

En [Abdallah et al., 2017] se propone el diseño de un exoesqueleto de mano impreso en 3D para la rehabilitación de accidentes cerebrovasculares. A través de las señales EMG medidas de los músculos responsables del movimiento de la mano, el sistema mecatrónico diseñado detecta la intención de abrir o cerrar la mano del sujeto con derrame cerebral. Utilizando un controlador integrado y cinco servomotores, el sistema robótico de bajo costo es capaz de controlar en tiempo real tres grados de libertad (DOF) para cada dedo. El mecanismo del exoesqueleto está diseñado especialmente para realizar los movimientos fundamentales de los dedos que reproducen los ejercicios terapéuticos. Cada mecanismo de dedo consta de tres falanges con juntas de rotación interconectadas, esta configuración sigue el modelo de la fisiología humana e imita las características básicas de la mano humana (Figura 12). Para optimizar la calidad de la señal recibida, se diseñó un filtro de paso banda Butterworth de rango de 20 a 400 Hz y un filtro de muesca de 50 Hz para eliminar el ruido de la línea eléctrica. Este filtro desarrollado se implementó en la placa Arduino basada en microcontrolador. La frecuencia de muestreo del sistema de adquisición se establece en 1000 Hz. Las pruebas reales con sujetos con derrames cerebrales mostraron que la arquitectura del exoesqueleto de la mano diseñada tiene un efecto positivo en el rango de movimiento de los dedos y principalmente en la capacidad de la mano para realizar algunas tareas simples.

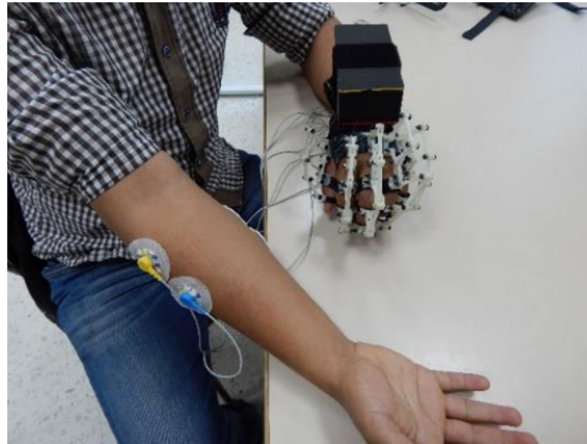


Figura 12: Exoesqueleto colocado y posicionamiento de los electrodos

Dentro de [Hu et al., 2011] se desarrolla un exoesqueleto de mano de entrenamiento especialmente diseñado para personas después de un accidente cerebrovascular crónico para brindar entrenamiento en su mano dañada mediante el uso de una mano robótica que es impulsada activamente por sus propias señales musculares. El sistema detecta la intención de la persona que ha sufrido un accidente cerebrovascular utilizando sus señales de electromiografía (EMG) del lado hemipléjico y ayuda en las tareas funcionales de apertura o cierre de la mano. El sistema robótico se compone de un controlador integrado y un módulo de mano robótica que se puede ajustar para adaptarse a diferentes longitudes de dedos. Cada módulo colocado independientemente sobre los dedos se conforma de un actuador lineal y proporciona 2 grados de libertad para cada dedo en el MCP (articulación metacarpofalángica) y PIP (articulación interfalángica proximal) juntos mediante el sistema de enlace mecánico. El controlador integrado contiene un módulo inalámbrico para comunicación. Por lo tanto, el terapeuta puede configurar la mano robótica del exoesqueleto y elegir diferentes modos de entrenamiento mediante el sistema de control remoto inalámbrico. Todo el sistema está diseñado para ser portátil y autónomo, lo que permite al paciente con accidente cerebrovascular llevarlo consigo para practicar sus actividades diarias (Figura 13). Se reclutaron ocho sujetos con accidente cerebrovascular crónico para evaluar los efectos de este dispositivo y después de 20 sesiones de entrenamiento de tareas de funciones manuales asistidas por robot, los resultados preliminares mostraron importantes mejoras en las funciones de la mano y las funciones de las extremidades superiores.

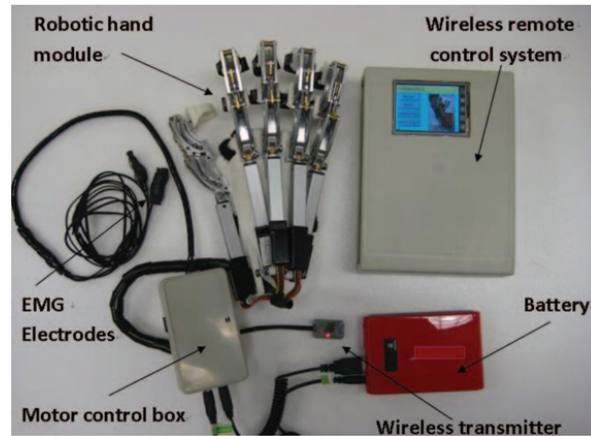


Figura 13: Conjunto completo del dispositivo de entrenamiento robótico manual exoesqueleto

Dentro de [Jones et al., 2014] se busca rehabilitar el dedo índice después de un accidente cerebrovascular para una mejor manipulación de la mano y en el desempeño de las tareas cotidianas. Para satisfacer esta necesidad, se desarrolla un prototipo para un dedo, el exoesqueleto de dedo accionado por cable (CAFE), un exoesqueleto robótico de tres grados de libertad para el dedo índice. Para lograr compatibilidad biomecánica con la rotación natural de la articulación de un individuo, el movimiento de rotación del dispositivo debe coincidir con el del dedo mediante un centro de rotación remoto, el medio más directo es alinear las articulaciones del dispositivo con los ejes de rotación del dedo del usuario, evitando fuerzas y momentos fuera del eje que de otro modo estarían presentes. En el CAFE, esto se logra con un exoesqueleto plano y segmentado en serie que corre a lo largo del lado radial del dedo índice (Figura 14). Para lograr una producción independiente de movimiento/torque en cada articulación, se emplean actuadores separados en cada articulación del CAFE. Se eligieron servomotores de CC debido a su rendimiento. Los ángulos de las juntas (articulaciones del CAFE) se calculan a partir de las rotaciones del eje del motor, medidas mediante codificadores ópticos (2000 cuentas por revolución) integrados en cada motor. La rotación del eje del motor se convierte en rotación de la junta considerando la polea y la reducción de engranajes entre el motor y la junta.

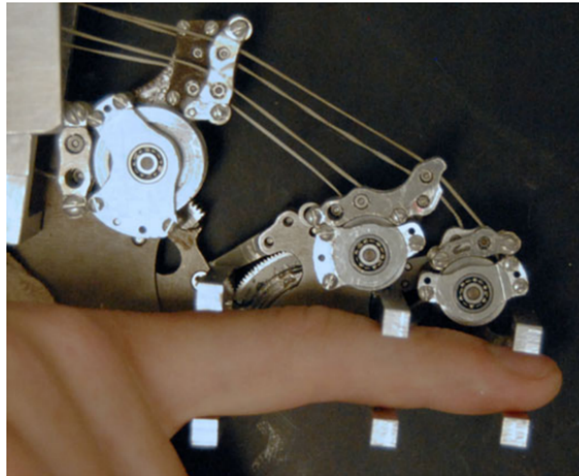


Figura 14: CAFE ubicado en el lado radial del dedo índice con barras paralelas que interactúan con cada segmento de dedo

En [Wang et al., 2018] se realiza un exoesqueleto de mano denominada ReHand para la rehabilitación debido a accidentes cerebrovasculares, el cual es capaz de ajustarse a los diferentes tamaños de mano tanto de hombre como de mujer en edades de entre 36 años y 60 años. La estructura del exoesqueleto se compone de mecanismo rígidos, los cuales se acoplan a las articulaciones del paciente con el fin de coincidir con los centros de rotación tanto del mecanismo como de la mano mediante el uso de bandas elásticas colocados en los dedos y en el pulgar (Figura 15). Estas bandas elásticas se adaptan automáticamente a los diferentes tamaños de los dedos. Para asegurar la portabilidad del exoesqueleto, el peso del dispositivo colocado en la mano del usuario no pasa de 500 gramos. En total, la estructura se compone de 15 grados de libertad (3 en cada dedo). El sistema es capaz de activarse de dos maneras distintas dependiendo de las condiciones del paciente: La primera forma es mediante las señales de electromiografía (EMG) mediante la implementación de electrodos colocados en el antebrazo; La segunda forma de activarse es cuando la señal de EMG es demasiado débil para procesarse, por lo tanto, se opta por el uso de un modo de control por voz. Para el movimiento del exoesqueleto, se utilizan dos motores de DC, uno para el pulgar y otro para los cuatro dedos restantes, los cuales son programados mediante programación híbrida mediante lenguaje en C y lenguaje de ensamblador en la plataforma Python Project-SE.



Figura 15: ReHand en posición flexionada

Dentro de [Ahmed et al., 2021] se desarrolla un dispositivo robótico liviano, llamado "Flexohand", para la rehabilitación de la mano. El diseño de Flexohand permite inherentemente el movimiento de la articulación de la muñeca durante los ejercicios de los dedos de la mano. El diseño del exoesqueleto está anatómicamente inspirado en los dedos de la mano, un ejemplo claro es que se implementaron conjuntos de cables tendinosos flexores y extensores comparables a los músculos extensores de los dedos y los músculos flexores profundos de los dedos en la mano. El sistema se conforma por tres motores en cada dedo. El motor flexor y el motor extensor son responsables de proporcionar el movimiento de flexión y extensión, y el tercer motor se utiliza para restringir el movimiento de la articulación MCP (metacarpofalángica) (Figura 16). Tanto el motor flexor como el extensor trabajan juntos durante la flexión y extensión. Para el movimiento de flexión, el cable flexor es tirado por la rotación en sentido antihorario del motor flexor y el motor extensor gira en el sentido de las agujas del reloj (CW) a una velocidad mayor para evitar que el cable se afloje. Los motores se controlan mediante Arduino Sketch ejecutándose en una computadora personal. Para diferentes ejercicios terapéuticos y rangos de movimiento de las articulaciones de los dedos de la mano de un usuario, cualquier persona con acceso al programa de movimiento en la etapa actual de desarrollo puede modificar los parámetros de entrada del programa.

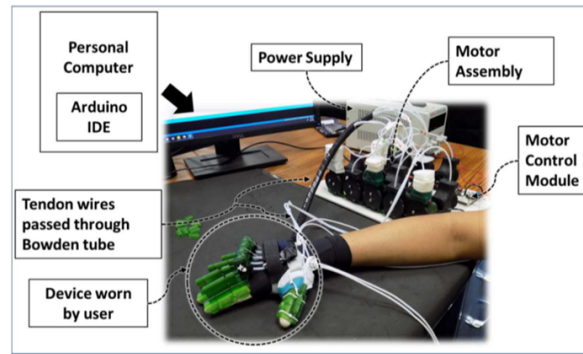


Figura 16: Montaje experimental de Flexohand

El trabajo de [Herrera et al., 2020] busca crear un asistente mecatrónico de terapia física para pacientes de artrosis de mano; el proyecto consiste en un exoesqueleto que pueda desarrollar el movimiento de flexores y extensores de la mano para que sea capaz de reproducir el ejercicio principal indicado para este tipo de enfermedad, de esta manera ayudar al paciente a realizar una terapia efectiva. Para este sistema se opta por utilizar motores de DC con escobillas, combinado con una caja reductora de metal, debido a su precisión y relación torque-velocidad. Se seleccionó el microcontrolador PIC16F877A de la marca Microchip de gama media, esto es debido a que sus características se ajustan a las necesidades del proyecto, tales como alimentación de 5 voltios, entrada RB0 y RB1 para el encoder y 4 puertos de entradas y salidas para la configuración de los movimientos del exoesqueleto. Para el circuito que se ha diseñado una placa PCB en la que se conectan los motores, encoder, pulsadores, y alimentación (Figura 17). Para el diseño del sistema de control, las fórmulas se describieron a partir del modelo físico del exoesqueleto, en donde se representa el espacio de estados, para posteriormente determinar los parámetros para el diseño del controlador PID mediante la Regla de sintonización de Ziegler – Nichols.

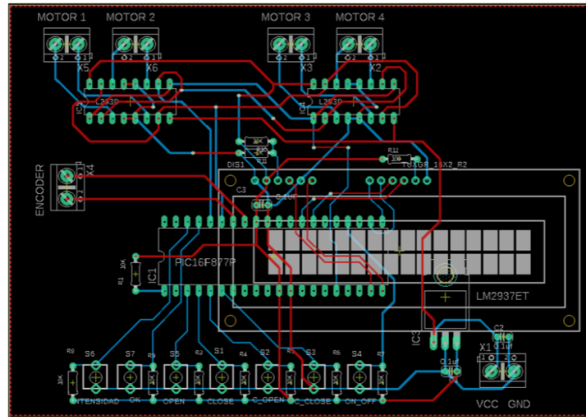


Figura 17: Diseño del PCB para el Exoesqueleto de rehabilitación de Mano afectada por Artrosis

En el trabajo de [Novillo, 2023] se presenta el diseño y construcción de un exoesqueleto de mano realizado en impresión en 3D que permite imitar el movimiento de flexión y extensión de los dedos independientemente. El tamaño de la órtesis es regulable para poder adaptarse a manos adultas de distintas dimensiones. El sistema es controlado mediante los datos obtenidos del sensor Leap Motion, el cual detecta los movimientos de una mano y permite imitarlo en el exoesqueleto, siendo un dispositivo que se espera pueda ser utilizado en rehabilitación bilateral. El diseño del exoesqueleto consiste en una caja para los componentes electrónicos y los servomotores, esta a su vez, sirve como soporte para el antebrazo; la base, en la que se asientan la mano y la muñeca y une la caja con los módulos de los dedos, 4 módulos para los dedos índice, medio, anular y meñique que se mueven independientemente con dos articulaciones que permiten la flexión y extensión de cada dedo y un módulo con una sola articulación para la flexión y extensión del pulgar. El control se realiza en base a los datos obtenidos del sensor de movimiento 3D, Leap Motion, estos se procesan utilizando ROS y se comunica con Arduino para controlar el dispositivo robótico (Figura 18). El sistema consta de un driver para controlar los cinco servomotores, un regulador de voltaje y una batería para alimentar los actuadores.



Figura 18: Control del Exoesqueleto mediante Leap Motion

En [Llamazares et al., 2019] se realiza el desarrollo de un primer prototipo de un exoesqueleto y un sistema de control para la rehabilitación de una mano que pueda ser útil en terapias de rehabilitación bajo la supervisión de un kinesiólogo, aunque también ofrecer una plataforma simple para que pueda ser manipulado de manera autónoma o bajo el comando de una persona no necesariamente especializada. El control del exoesqueleto consiste en un guante con sensores de flexión, con los cuales se le indicará a la estructura para que ejecute los movimientos de manera controlada. De esta manera se realiza la adquisición de datos con la que se controlaran los motores asociados a la estructura del exoesqueleto. Cada dedo tiene un sensor de manera independiente. Estos sensores están contruidos para ofrecer un valor de resistencia variable en función de la flexión, es decir que responden a las variaciones de posición que presenten los dedos con variaciones de resistencia eléctrica. El sistema de control funciona mediante servomotores, los cuales son controlados mediante una señal PWM generadas mediante Arduino. El exoesqueleto está formado por un conjunto de piezas impresas en 3D que recubren tanto a cada uno de los dedos, como también a la parte dorsal de la mano (Figura 19).



Figura 19: Versión final del prototipo

CAPÍTULO 3: ESTADO DEL CAMPO

La Universidad Miguel Hernández de Elche desarrolló [Aracil et al., 2016] y patentó una invención que consiste en un dispositivo robótico modular y auto adaptativo para la rehabilitación de mano, la cual se comprende principalmente de un dispositivo robótico tipo exoesqueleto, un sistema dorsal y palmar sincronizado con el movimiento asistido de apertura y cierre de la mano, un sistema de fijación, un sistema de adquisición de señales fisiológicas, un sistema de control y un sistema de realidad virtual (Figura 20). Este sistema tiene la función de rehabilitación total o parcial de la mano a pacientes quienes han perdido total o parcialmente la función motora de esta extremidad. También, esta invención permite asistir en la realización de tareas cotidianas que requieran la funcionalidad de presión de la mano. El sistema consta de un software que permite calibrar, configurar y controlar el dispositivo; gestionar los usuarios del mismo; producir informes gráficos y numéricos de las terapias realizadas con el dispositivo; y presenta al usuario diferentes actividades terapéuticas virtuales. Los actuadores lineales del exoesqueleto consisten en cilindros neumáticos de doble efecto de baja fricción y carrera de 40mm a 50mm, permitiendo al usuario mover el conjunto de cada dedo con facilidad. El sistema de control se encuentra implementado en una computadora y adquiere los datos de los sensores y al mismo tiempo manda información de actuación al dispositivo y al software de realidad virtual, asociado mediante tarjetas electrónicas de entrada y salida conectados a los puertos USB de la computadora. El algoritmo de control implementado modifica el nivel de asistencia proporcionado por el dispositivo, así como actualizar las posiciones de los dedos de la mano en el sistema de realidad virtual y modificará el nivel de complejidad de la terapia virtual de rehabilitación.

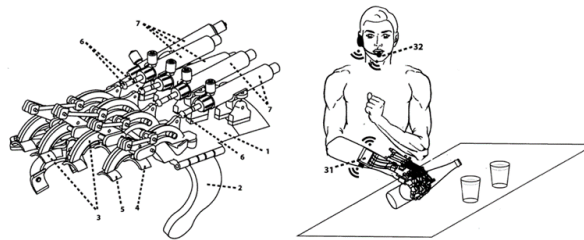


Figura 20: Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano y procedimiento de uso

La Universidad De Alicante inventó y patentó [Jover et al., 2021] la cual, como su nombre indica, consiste en un exoesqueleto robótico flexible portátil para mano con diversidad funcional, el cual está dirigido al público que presente trastornos neurológicos u otro tipo de patología que le impida utilizar la mano de manera independiente. El exoesqueleto es fabricado en plano (Figura 21), lo cual le permite que pueda ser producida en una impresora 3D evitando, de esta manera, el uso de soportes que debiliten o deformen la forma final del producto. Debido al diseño del mismo y el material flexible por el cual está hecho, el exoesqueleto se permite adaptar a cualquier tamaño de mano de dedo. El sistema consiste en una estructura externa que se acopla a la forma de la mano y se conforma de una parte electrónica, sensores y un mecanismo motriz. Los inventores aseguran que, a pesar de utilizar materiales de bajo coste, el material es resistente a líquidos, por lo que es lavable; el producto es durable y de uso continuo; el material es transpirable, lo que facilita el uso prolongado y evita problemas de infecciones de piel y el mal olor del mismo. Al ser fabricado por manufactura aditiva, el modelo genérico del mismo se puede escalar a una medida concreta, partiendo de las medidas de la mano del usuario y sin la necesidad de realizar un nuevo diseño.

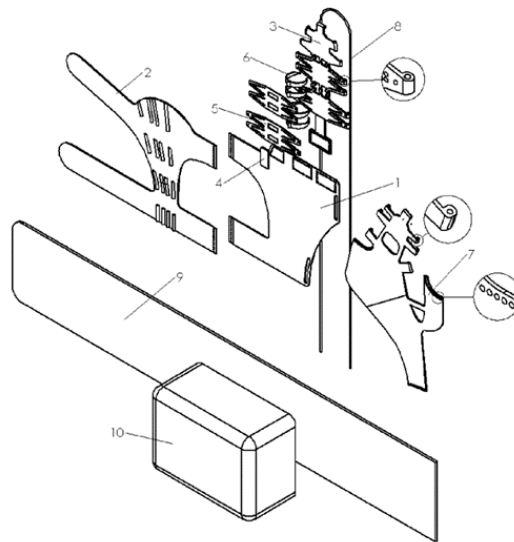


Figura 21: Diseño plano del exoesqueleto

Dentro de la patente [Pérez, 2023] se presentó un sistema tipo exoesqueleto para órtesis y prótesis para falanges, la cual consiste en un conjunto de falanges orto prostéticas, un meca-

nismo de tracción y un conjunto de acoplamiento (Figura 22). Esta invención va dirigida a pacientes que les han sido amputadas las falanges distal y media en cualesquiera de los dedos índice, medio, anular y/o meñique; por lo tanto, es necesario conservar la falange proximal. El exoesqueleto tiene como fin devolver la funcionalidad relacionada con ambas porciones de los dedos, los cuales pueden operar de forma independiente si es que el paciente contara con más exoesqueletos en la misma mano. El exoesqueleto no requiere de aditamentos electro-mecánicos, de control y derivados para llevar a cabo el movimiento del sistema debido a que opera únicamente de forma mecánica en base al movimiento de la articulación metacarpofalángica del paciente. El sistema puede conmutarse entre dos estados o configuraciones: La configuración de extensión y de flexión.

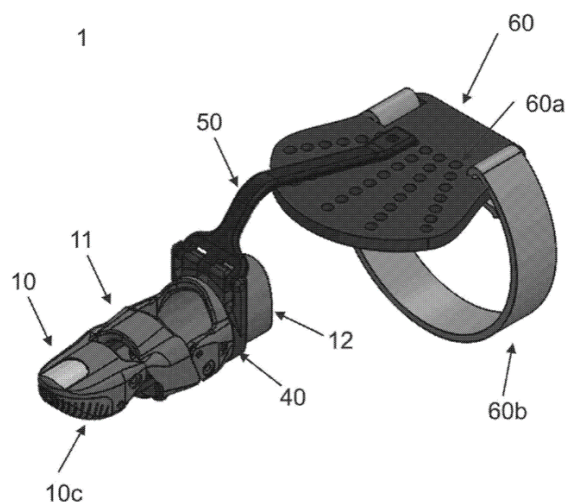


Figura 22: Falange orto protética

En la patente [Arango, 2018] se inventó un sistema el cual consiste en una órtesis robótica para complementar la terapia física con discapacidad motriz de mano y muñeca en el área de salud (Figura 23). El objetivo de este dispositivo es facilitar la movilización pasiva temprana en caso de lesiones traumáticas y asistiendo la movilización activa en caso de enfermedades crónicas. El sistema se compone de: una interface órtesis piel, la cual está conformado de protectores de cuero y neopreno para adaptar la órtesis a la piel y al mismo tiempo ajustar el exoesqueleto a la mano y muñeca; para el funcionamiento del mismo se tiene un módulo de control electrónico, el cual permite graduar el movimiento de los dedos de la mano en flexión-extensión y prensión;

una tarjeta electrónica programada para configurar el movimiento de 0 a 90 grados; una tarjeta de interface electrónica, la cual proporciona una interfaz entre electrónicos digitales y analógicos; un software de programación para configurar el movimiento de los servomotores de los que se conforma. El sistema actúa mediante servomotores los cuales transmiten el movimiento a través de piezas móviles de acrílico, reproduciendo 7 grados de libertad al movimiento de la mano y la muñeca.

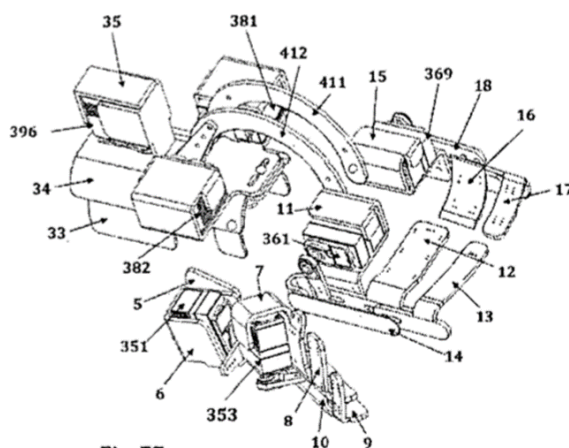


Fig. 77

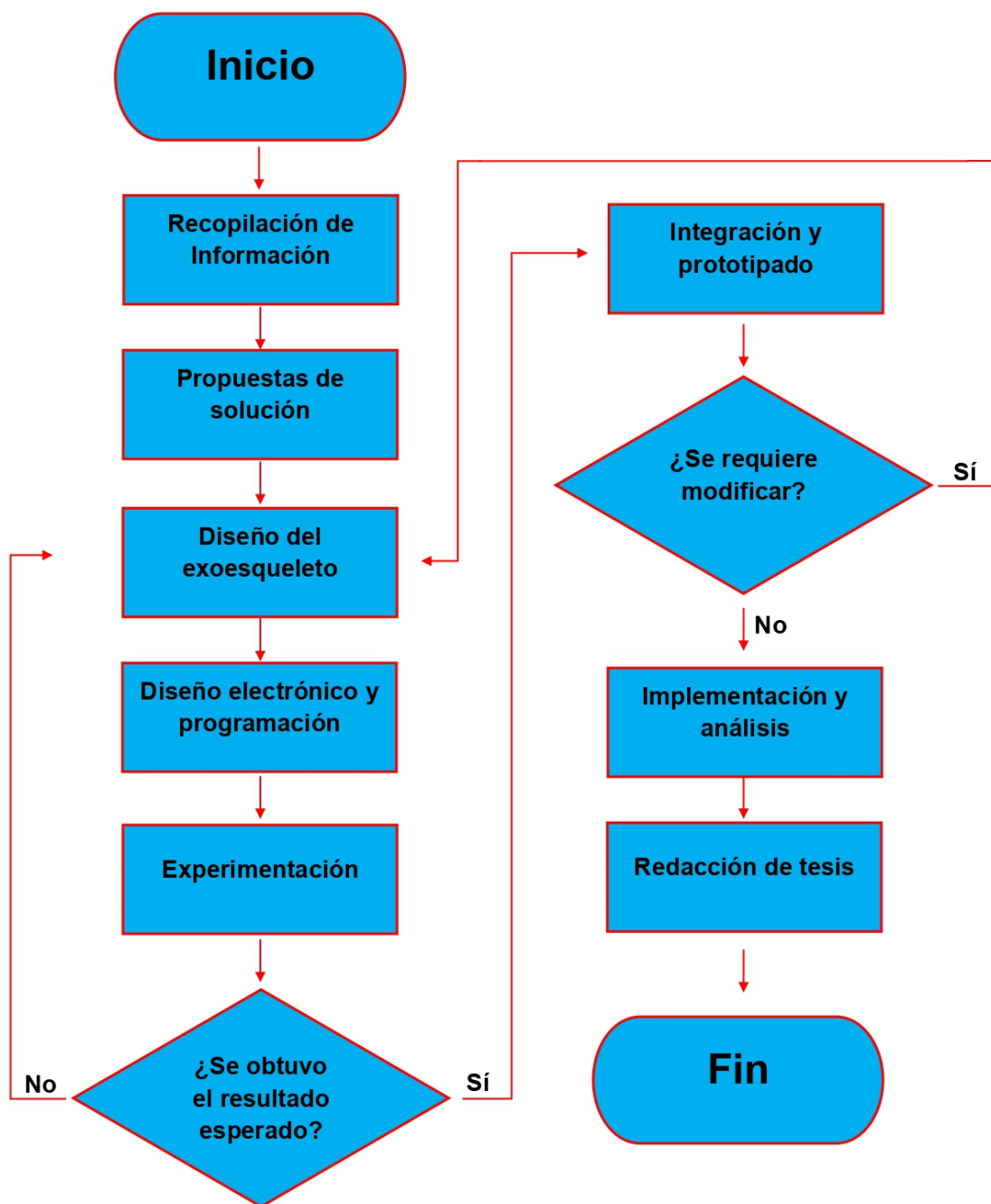
Figura 23: Órtesis robótica ensamblada

CAPÍTULO 4: METODOLOGÍA

Tabla 2: Metodología a seguir para el desarrollo de la Tesis

Metodología	
Fases	Actividades
Recopilación de información	Búsqueda de información acerca de los exoesqueletos en fuentes confiables.
	Búsqueda de información acerca de discapacidades motrices de miembro superior en fuentes confiables.
	Explorar las necesidades requeridas por individuos con problemas motrices de miembro superior debido daños cerebrovasculares.
Propuestas de solución	Búsqueda de propuestas que cumplan con el objetivo principal del proyecto en función de la hipótesis.
	Determinar y seleccionar las ideas que cumplan con los requisitos del proyecto y que al mismo tiempo sean viables, innovadoras y realistas.
Diseño del exoesqueleto	Investigar sobre las distintas proporciones y medidas de manos para posteriormente definir el rango de tamaño sobre cual desarrollar el sistema.
	Investigar y definir los posibles mecanismos implementables en el movimiento del exoesqueleto.
	Proponer y realizar un diseño 3D de la estructura del exoesqueleto.

Metodología	
Fases	Actividades
Experimentación	Impresión 3D y armado del exoesqueleto de mano.
	Pruebas de movimiento del exoesqueleto de mano.
	Pruebas del circuito electrónico de control.
Integración y Prototipado	Unificar la parte mecánica y electrónica del sistema.
	Pruebas finales del sistema en conjunto.
Implementación y análisis	Pruebas en el personal autorizado para la evaluación del sistema.
	Análisis y recopilación de datos del funcionamiento y comportamiento del sistema.
Redacción de tesis	Desarrollo y revisión del documento final.



4.1 Diseño 3D del sistema mecánico del exoesqueleto de mano

4.1.1 Consideraciones previas

Para diseñar el sistema que se va a encargar de mover las falanges de la mano, es necesario tener claro las medidas antropométricas del sujeto al que va a ir dirigido el exoesqueleto. Para este caso, se consideraron las medidas para una persona adulta con una altura de 1.65m del género masculino. En el caso de que otra persona de diferente edad, altura o género utilice el prototipo, es posible que los componentes del sistema no se ajusten de manera adecuada a la estructura de su mano. Teniendo esto en cuenta, se utiliza como referencia de diseño un escaneo de la mano y antebrazo derecho del sujeto con las características previamente mencionadas (Figura 24).

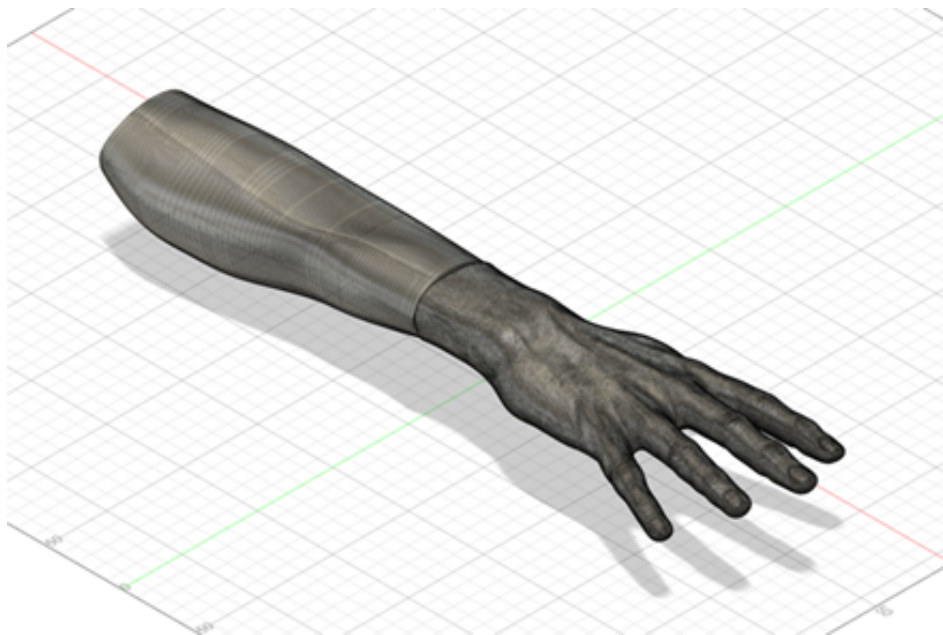


Figura 24: Escaneo de mano y antebrazo

4.1.2 Diseño del mecanismo auxiliar de los dedos

Para garantizar movilidad y un peso liviano en la mano afectada por el ictus, se optó por implementar estructuras semejantes a unos anillos que se encuentran ubicados a la altura de las falanges proximales y medias de los dedos, los cuales van a estar unidos por juntas rotativas sobrepuestas sobre las articulaciones interfalángicas proximales. Iniciando con los anillos que

van colocados en las falanges proximales de los dedos trifalángicos, se tomaron medidas del diámetro de cada uno de estas falanges, dando como resultado que las dimensiones son:

- Falange proximal del dedo índice: 18mm.
- Falange proximal del dedo medio: 19mm.
- Falange proximal del dedo anular: 18mm.
- Falange proximal del dedo meñique: 16mm.

Varias de estas medidas (y de las falanges que se mencionaran más adelante) coinciden con las presentadas en el libro de THE MEASURE OF MAN AND WOMEN (Tilley y Dreyfuss, 1993). Teniendo esto en consideración, los anillos se diseñaron con un diámetro interno más grande (de 1.6mm a 2.5 mm mayor dependiendo del dedo y posterior a las pruebas físicas) para garantizar cierta holgura y evitar que se corte la circulación de los dedos al momento de flexionar los mismos. En la parte superior del anillo, se encuentran colocadas 3 ranuras, en la ranura central es por donde va a pasar el elástico que va a regresar el dedo a su posición de extensión, mientras que las ranuras laterales son los canales por donde van a pasar los cables que van conectados del sensor de fuerza al sistema electrónico. En la parte inferior del anillo hay un canal circular por el cual pasa el tensor que va a tirar de los anillos para realizar el movimiento de flexión del dedo (Figura 25).

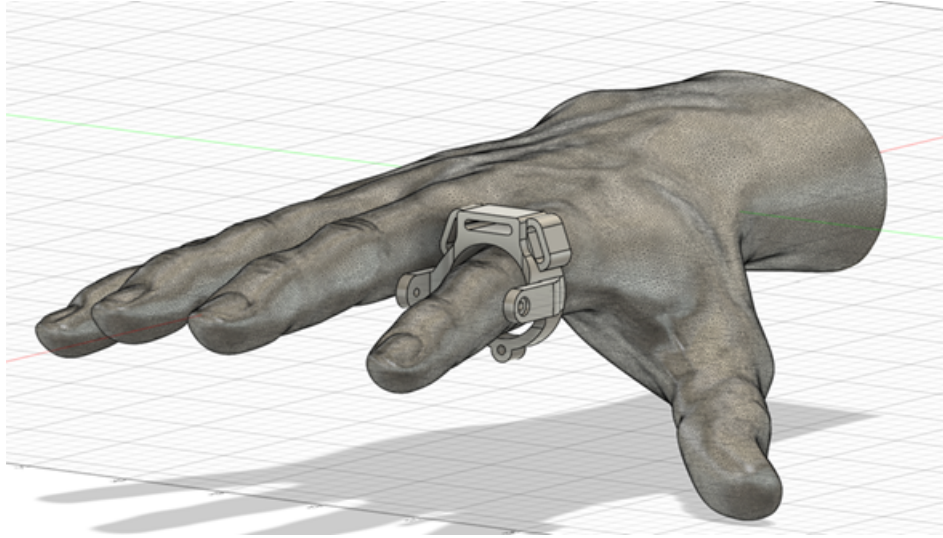


Figura 25: Anillo colocado en la falange proximal del dedo índice

Para el caso de los anillos que van colocados en las falanges medias de los dedos trifálangicos, al igual que las falanges proximales, se tomaron medidas de los diámetros de cada uno, dando como resultado que las medidas son:

- Falange media del dedo índice: 15mm.
- Falange media del dedo medio: 15mm.
- Falange media del dedo anular: 15mm.
- Falange media del dedo meñique: 14mm.

Los diámetros de los anillos que van en las falanges medias se diseñaron con un diámetro superior al de los dedos, evitando de esta manera corte de circulación al momento de realizar un movimiento de flexión y garantizando mayor comodidad por la holgura existente. En cuanto a los anillos para las falanges medias del índice y anular, la parte superior de los anillos se encuentran tres ranuras, en la ranura central se coloca una de las extremidades del elástico que sirve como auxiliar para el movimiento de extensión del dedo, mientras que las ranuras laterales son los canales por donde van a pasar los cables que van conectados del sensor de fuerza al sistema electrónico. En la parte inferior del anillo hay un canal circular en el cual irá

unido el tensor que va a tirar de los anillos para realizar el movimiento de flexión del dedo. En la parte frontal de los anillos existen 2 prominencias en la parte superior e inferior, en las cuales van colocados los sensores de fuerza que se van a encargar de detectar la poca fuerza ejercida por el usuario y mandar una señal de activación al sistema electrónico (Figura 26). Los anillos de las falanges medias de los dedos medio y meñique no cuentan con estas prominencias, esto con el fin de que, al momento de activar los sensores de fuerza colocados en el anillo de dedo anular, estos dedos se mueven en conjunto. Por lo tanto, cada vez que se mueve el dedo anular ya sea en movimiento de flexión o extensión, los dedos medio y meñique también se moverán.

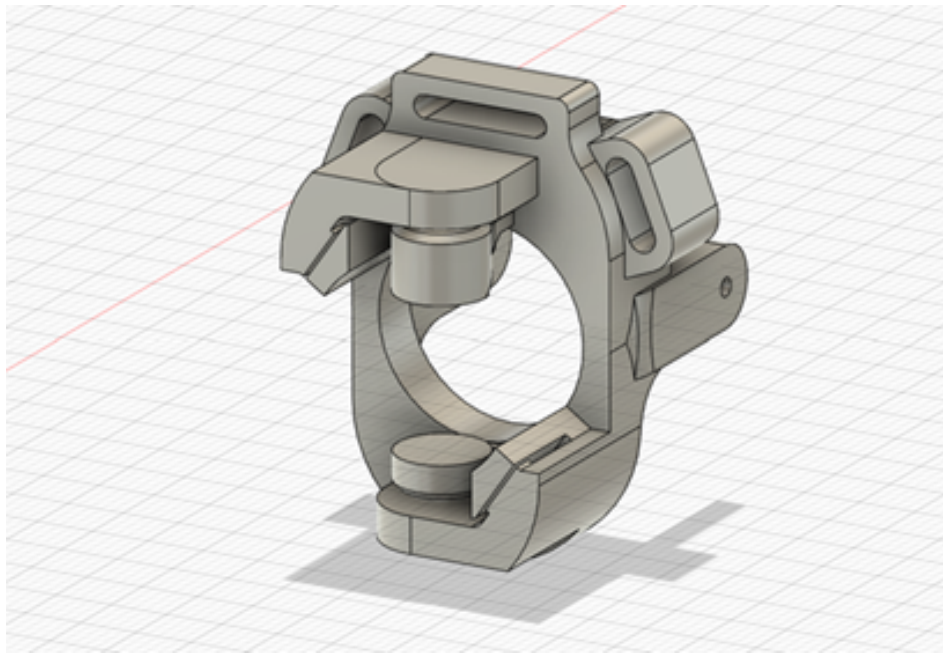


Figura 26: Anillo para la falange media del dedo índice

Cabe destacar que estas prominencias de los anillos para las falanges medias del índice y anular son las que tendrán mayor influencia para el sistema electrónico y de control de todo el exoesqueleto, ya que, como se mencionó anteriormente, son los encargados de detectar la fuerza ejercida por el usuario para la activación del mecanismo que da movimiento a los dedos. Sin embargo, algo que es importante destacar, es el material con el que se deben de realizar estos anillos. En lugar de utilizar filamento PLA (ácido poliláctico) para la creación de los mismo, es indispensable utilizar filamento TPU (poliuretano termoplástico) con una resistencia de material (shore hardness) de 95A, esto con el fin de que sea posible flexionar la

protuberancia que estará entre el dedo y el sensor de fuerza. Cada vez que se flexionen estas partes de los anillos para las falanges medias, se aplicará contacto contra el sensor de fuerza, mandando una señal al sistema electrónico (Figura 27). Cuando no se esté aplicando fuerza sobre las protuberancias, estas mismas regresarán a su posición original debido al material utilizado.

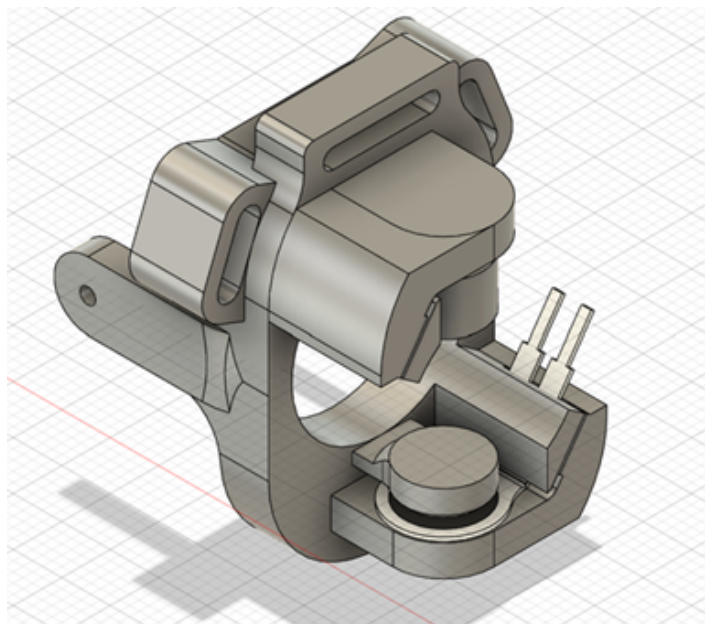


Figura 27: Protuberancias que aplica presión sobre el sensor de fuerza

Para unir ambos anillos que van colocados en las falanges media y proximal de cada dedo, se cuentan con dos brazos para cada pieza. En el caso de los anillos para las falanges proximales, los brazos se ubican en la parte frontal, mientras que los anillos de las falanges medias tienen los brazos en la parte posterior. Al unirse ambos brazos de cada anillo se forma una junta rotativa sobrepuesta aproximadamente en la articulación interfalángica proximal (Figura 28). La unión de estos anillos sirve como auxiliar al momento de realizar los movimientos de flexión y extensión de los dedos.

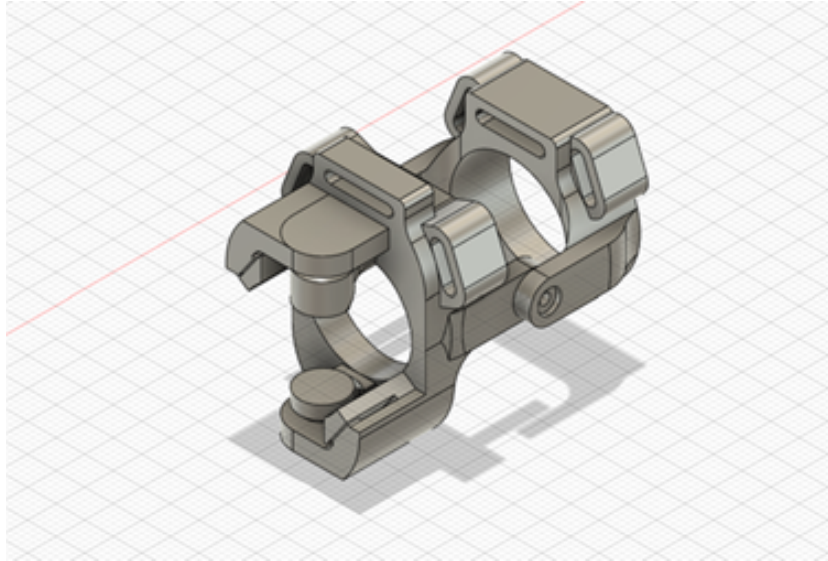


Figura 28: Unión de los anillos para las falanges proximal y media

En cuanto a las falanges distales de cada dedo se optó por dejar libre de algún anillo, esto con el objetivo de aprovechar las yemas de los dedos como punto de agarre y sujeción con el entorno. Además, el dejar libre las yemas de los dedos permite al usuario utilizar la percepción táctil de la mano y seguir sintiendo las superficies de los objetos mediante el sentido del tacto.

En el caso del dedo pulgar que solo cuenta con las falanges proximal y distal, se diseñó solamente un anillo que va colocado en la falange proximal, dejando libre la falange distal para la manipulación de objetos e interacción con el entorno. La medida diametral del dedo pulgar es de 19.5mm, por lo tanto, el anillo se diseñó ligeramente mayor a ese diámetro y, al igual que los anillos de las falanges medias de los dedos índice y anular, cuenta con los mismos canales para la sujeción del elástico del movimiento de extensión, los canales para el paso de los cables, el canal para el tensor del movimiento de flexión y las dos prominencias en donde van colocados los sensores de fuerza para mandar la señal de movimiento del dedo. Una de las diferencias notables con los otros anillos, es que este anillo del dedo pulgar no cuenta con los brazos de sujeción para generar una junta rotativa sobre la articulación metacarpofalángica (en este caso específico), debido a que no es necesario por la carencia de la falange media con la que suelen contar los dedos trifalángicos. De este modo, el único medio de sujeción con el que cuenta el anillo proximal del dedo pulgar es el elástico encargado del movimiento de extensión.

Otro detalle a destacar es que, a pesar de que el dedo pulgar funciona como una junta esférica desde la articulación carpo metacarpiana, esta será limitada a solo los movimientos de flexión y extensión con un cierto rango de abducción y aducción, con la finalidad de realizar ciertos movimientos básicos de la mano ([Figura 29](#)).

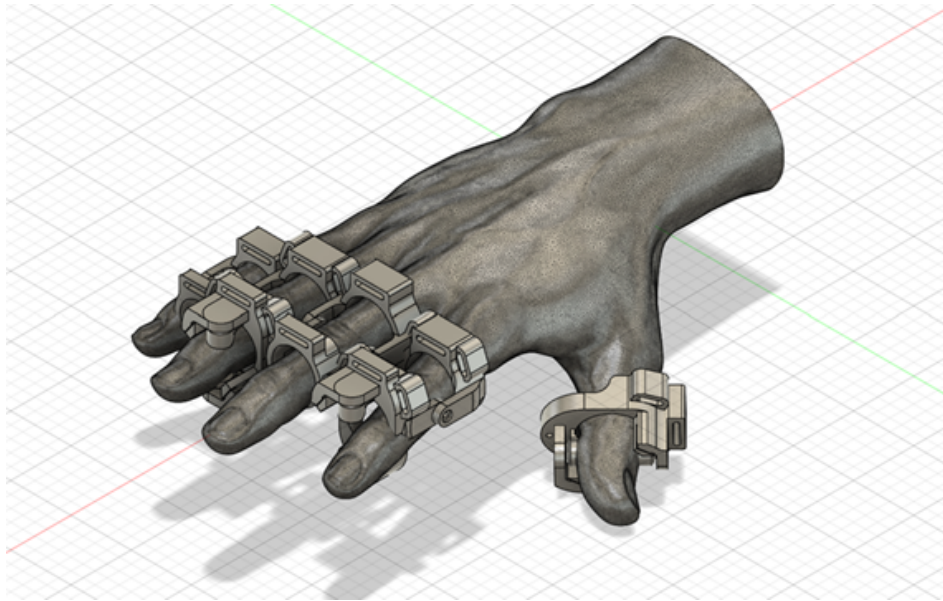


Figura 29: Modelo de la mano con los anillos auxiliares de movimiento

4.1.3 Diseño del exoesqueleto en la zona palmar

Posterior al desarrollo de los dedos que van a auxiliar con los movimientos de flexión y extensión de la mano, fue necesario diseñar una estructura que sea capaz de cumplir con los siguientes requisitos para el funcionamiento del sistema mecánico y que al mismo tiempo esté dentro del área de la mano:

- Unas estructuras por donde pasen los tensores que van a imitar los movimientos de flexión de la mano, como si se tratasen de los tendones flexores de los dedos.
- La creación del segundo punto de sujeción del elástico que realiza el movimiento de extensión de los dedos.
- Canales por donde pasen los cables que van conectados los sensores de fuerza.

Para el cumplimiento de estos puntos, se tomó la decisión de realizar una estructura que cubra cierta superficie de la mano, incluyendo partes como la palma, el dorso y parte de la muñeca, pero que al mismo tiempo dejara libres los dedos trifalángicos, el dedo pulgar y cierta zona de la región tenar de la palma. Debido a que esta parte del cuerpo humano no es fácil de diseñarle una estructura con técnicas de diseño 3D convencionales, se optó por utilizar técnicas de modelado 3D dentro del mismo programa para la creación de una estructura orgánica, que sea fácil de acoplar y similar a la anatomía de la mano humana. El resultado fue un diseño 3D similar a una férula el cual cubre una gran superficie de la mano y parte de la muñeca, pero dejando libres los dedos para ser capaces de realizar los movimientos previamente establecidos (Figura 30).

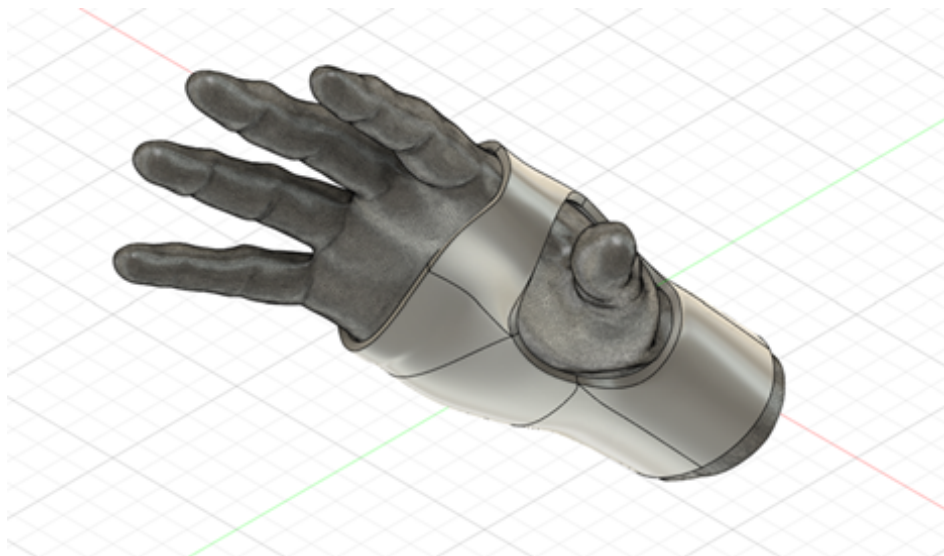


Figura 30: Primer diseño de la estructura de la parte palmar

Empezando con la creación del segundo punto de sujeción del elástico que realiza el movimiento de extensión de los dedos, se crearon cinco ranuras semejantes a las realizadas en los anillos para el paso del elástico, las cuales fueron colocadas en la parte dorsal de esta nueva estructura. Cuatro de las ranuras se encuentran ligeramente por detrás de los nudillos del usuario, ubicados desde el segundo al quinto metacarpiano aproximadamente, los cuales dan movimiento de extensión a los dedos trifalángicos. La quinta ranura se encuentra ligeramente detrás del primer metacarpiano, con una ligera inclinación y apuntando en dirección al dedo pulgar, el cual (como es de esperarse), se encarga de tirar el anillo ubicado sobre la falange

proximal del dedo pulgar (Figura 31).

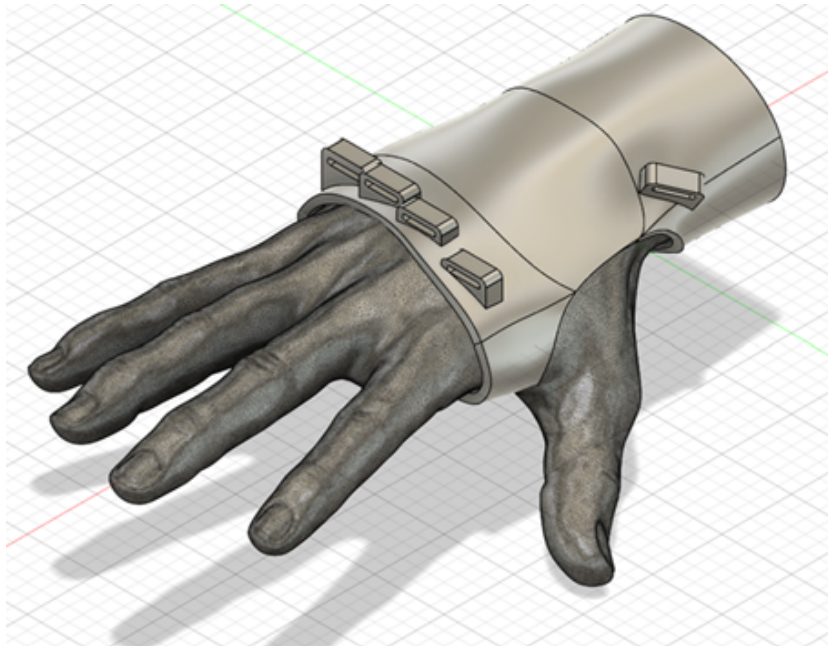


Figura 31: Segundo punto de apoyo para el movimiento de extensión

Para adaptar mejor el paso de los cables y evitar que estos se encuentren sueltos provocando enredos innecesarios, se realizaron canales sobre la parte dorsal de esta misma estructura. Cabe recalcar que los anillos de los dedos anular, índice y pulgar cuentan con dos pares de cables cada uno, esto debido a que cada anillo que va colocado sobre la falange media de estos dedos llevan dos sensores de fuerza, dando un total de seis pares de cables para el exoesqueleto. Los dos pares de cables con los que cuentan los sensores de fuerza del anillo del dedo anular cuentan con tres canales a lo largo de la parte dorsal de la estructura para cada par, mientras que los sensores de fuerza del dedo índice cuentan con 3 canales para un par de cables y cuatro canales para el otro par de cables, esto debido a la topología de esta pieza en forma de férula. Para el caso del anillo del dedo pulgar, esta cuenta solamente con 2 canales para cada par de cables. Los canales más próximos a los anillos cuentan con un orificio en la parte superior para poder introducir un tornillo de 2mm de grosor y poder apretar los anillos, evitando tirones imprevistos de los cables y evitando dañar los sensores de fuerza (Figura 32).

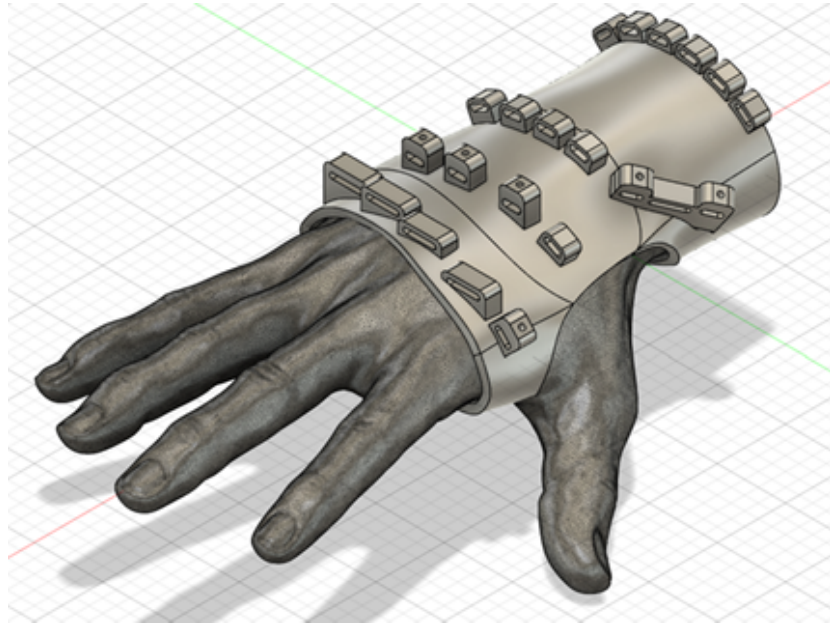


Figura 32: Canales para el paso de los cables

Para el caso de las estructuras por donde pasen los sensores que van a imitar los movimientos de flexión de la mano, se realizaron unas tuberías en la zona palmar de la pieza en forma de férula que van desde la parte frontal donde se ubica el pliegue palmar inferior hasta la parte posterior donde empieza la muñeca para el caso del dedo índice. En cuanto a la tubería del dedo pulgar, esta inicia en la parte superior de la región tenar de la palma y, de igual manera que el dedo índice, termina en la muñeca. Para el caso de los dedos medio, anular y meñique, estas empiezan en el pliegue palmar inferior, pero en estas se cortan en cierto punto de la palma ya que, a partir de esta zona, se unen en una sola tubería que termina a la altura de la muñeca, ya que como estos dedos son activados por los mismos sensores de fuerza, también son desplazados por el mismo motor que realiza el movimiento de flexión ([Figura 33](#)).

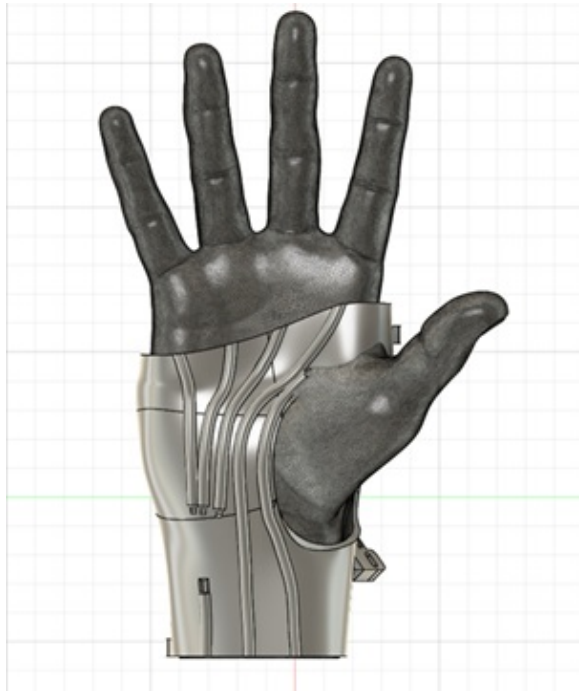


Figura 33: Tuberías para el paso de los sensores

Sin embargo, para poder unir los sensores que se encargan de flexionar a cada dedo, fue necesario diseñar una pieza en la parte inferior de la férula, un acople que una las tuberías con unos tubos de teflón que lleven directo a los motores que den movimiento a los anillos. Este acople tendrá tres conectores neumáticos Pc4-M6 para unir los tubos de teflón ([Figura 34](#)). De esta manera, es posible pasar los sensores desde los anillos hasta los motores sin riesgo de que se enreden en algún punto.

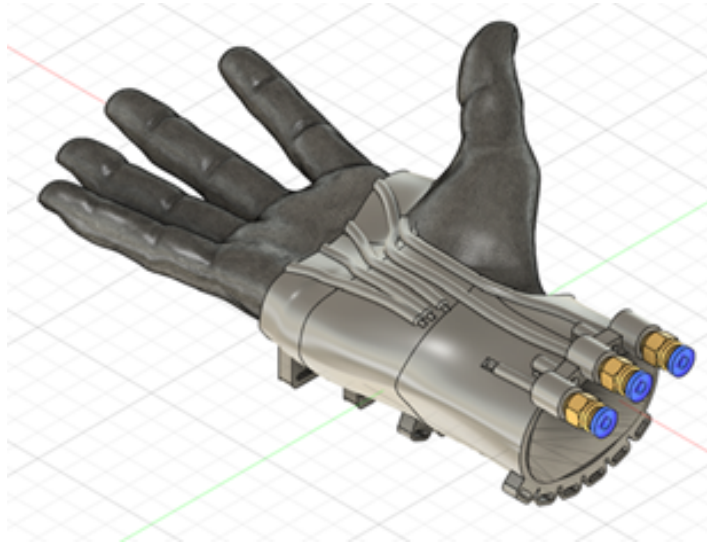


Figura 34: Acople para unir las tuberías con los tubos de teflón

Con el fin de que el exoesqueleto pueda ser puesto y retirado con mayor facilidad, fue necesario crearle una abertura al nivel de la muñeca, justo por debajo del dedo pulgar ya que, al momento de introducir la mano, esta no tenga que aplicar una gran cantidad de esfuerzo para su uso. Para poder ajustar el exoesqueleto y evitar que quede muy flojo o se caiga en algún momento imprevisto, se creó un gancho el cual va a estar ubicado en uno de los lados de la abertura previamente creada y del otro lado de la abertura se cuentan con tres láminas de sujeción para poder encajar el gancho en alguna de estas, proporcionando agarre para evitar que se caiga y ajuste para adaptarse al tamaño de la muñeca del usuario (Figura 35).

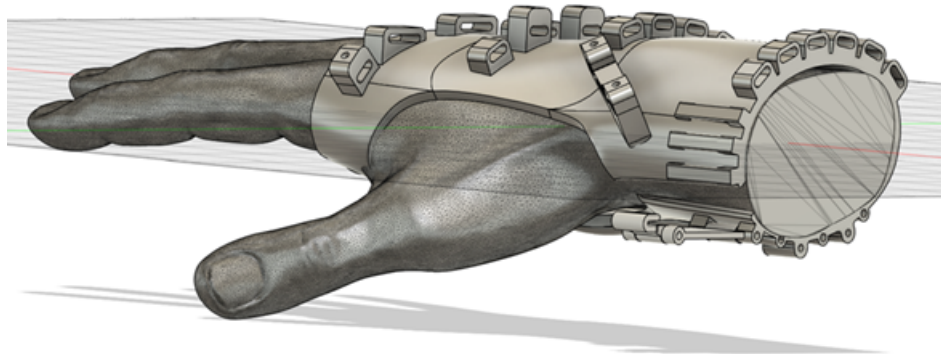


Figura 35: Abertura y ajuste del exoesqueleto

Finalmente, el exoesqueleto queda de la siguiente manera ([Figura 36](#)).

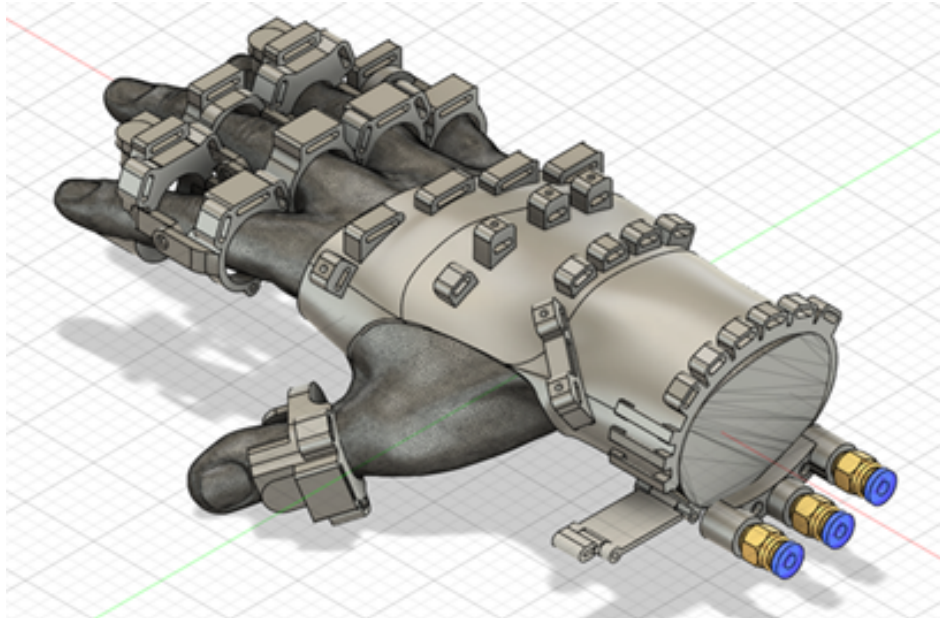


Figura 36: Diseño del exoesqueleto

4.1.4 Diseño de los actuadores y enclosures para los servomotores

Como primer requerimiento para poder diseñar el mecanismo actuador que da movimiento a los anillos del exoesqueleto, fue necesario seleccionar el tipo de motor con la fuerza, velocidad y rotación suficiente como para poder desplazar los dedos y que al mismo tiempo sea capaz de levantar más peso para que el usuario tenga posibilidad de interactuar con su entorno, ya sea moviendo artículos que se encuentren en la zona o cargar algunos objetos livianos. Por lo tanto, los motores eléctricos seleccionados para realizar tal tarea fueron 3 servomotores SDS3240MG de 270° ya que, debido a sus especificaciones técnicas, es capaz de levantar 40 kg de peso a 1cm de distancia (un torque de 40kg*cm), consume un voltaje en un rango de 4.8 volts a 6.8 volts, es capaz de rotar 60 grados en 0.20 segundos y pesa 60 gramos. Debido estas especificaciones lo hace una opción viable para las necesidades de las personas que utilicen el exoesqueleto. Una vez seleccionado el tipo de servomotor a utilizar, se buscó la forma de adaptar un disco giratorio al cuerno del servomotor, el cual fuera capaz de tirar del tensor que está unido a los anillos y de desplazar las falanges distales de cada dedo lo más cercano a la palma de la mano. El diámetro encargado de jalar los tensores cuenta con un diámetro de

50mm, por lo tanto, considerando que los servomotores son capaces de rotar 270 grados, el desplazamiento que tendría como máximo cada dedo sería el siguiente:

El perímetro de la rueda se calcula mediante la siguiente expresión (Ecuación 4.1):

$$P = \pi \times D \quad (4.1)$$

Sustituyendo los valores (Ecuación 4.2):

$$P = \pi \times 50 \text{ mm} \quad (4.2)$$

$$P = 157.08 \text{ mm} \quad (4.3)$$

Por lo tanto, el desplazamiento total del sistema se obtiene como (Ecuación 4.4):

$$\text{Desplazamiento total} = P \times 270^\circ \quad (4.4)$$

Considerando que 270° corresponden a las tres cuartas partes del perímetro de la rueda (Ecuación 4.5):

$$\text{Desplazamiento total} = \frac{3}{4} \times 157.08 \text{ mm} \quad (4.5)$$

$$\text{Desplazamiento total} = 117.81 \text{ mm} \quad (4.6)$$

Incluso si es una distancia mayor a lo que se desplaza el dedo desde la falange distal a la palma de la mano, este se puede controlar mediante el ángulo para evitar que se desplace de más al momento de tirar del tensor. La decisión de dejar una mayor distancia de desplazamiento fue debido a que no todos los dedos y personas tienen las mismas medidas de los dedos, por lo tanto, debido al control de los ángulos de los servomotores, el desplazamiento de la

rueda se puede adaptar a las medidas del usuario con el fin de que sea capaz de manipular el exoesqueleto sin ningún problema y sin ocasionar algún daño por la sobre flexión de los dedos.

Otro dato a considerar es la fuerza ejercida del disco a los anillos del exoesqueleto, esto debido a que no se aplicaran los 40kg de fuerza como consecuencia de que ahora el punto de tiro es el perímetro de la rueda de 50mm. Entonces, la distancia que hay del centro de rotación del servomotor al perímetro de la rueda sería el radio (25mm). Una vez conociendo esto, se puede saber la fuerza de tiro aplicada a los anillos aplicando la fórmula del torque. El torque se define como ([Ecuación 4.7](#)):

$$T = F \times r \quad (4.7)$$

Donde:

- T = torque (kg·cm en este caso) = 40 kg·cm
- F = fuerza aplicada (kgf)
- r = distancia radial (cm) = 2.5 cm

Despejando la fuerza ([Ecuación 4.8](#)):

$$F = \frac{T}{r} \quad (4.8)$$

Sustituyendo los valores ([Ecuación 4.9](#)):

$$F = \frac{40 \text{ kg} \cdot \text{cm}}{2.5 \text{ cm}} \quad (4.9)$$

$$F = 16 \text{ kgf} \quad (4.10)$$

El servomotor ejerce 16 kg de fuerza lineal en la circunferencia de la rueda a 25 mm del eje, los cuales serían 156.96 Newtons de fuerza con la capacidad de tirar de los anillos del exoesqueleto y al mismo tiempo de mover o cargar objetos ([Figura 37](#)).

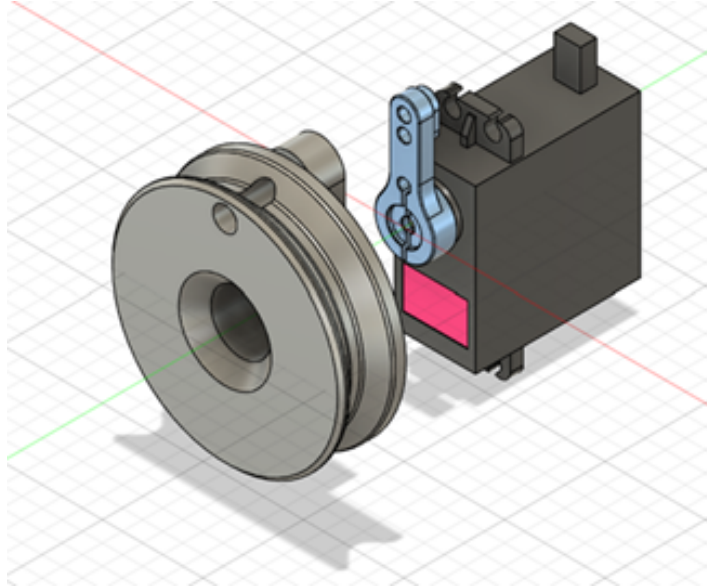


Figura 37: Disco para mover los anillos del exoesqueleto con servomotor

Una vez hecho la rueda que jala los tensores del exoesqueleto, se buscó la forma de fijar los mismos tensores al disco para que se vayan enredando cuando se active el servomotor y evitar que se resbale durante el recorrido . Con el fin de evitar este problema, se realizó un canal que va desde el perímetro del disco a la parte interna del mismo ([Figura 38](#)). Una vez introducido el tensor, se fija con un tornillo de dos milímetros de diámetro (M2 x 10mm), evitando que se salga por el mismo movimiento del servomotor. De este disco se utilizan 2, uno para los anillos del dedo índice y otro para el anillo del dedo pulgar.

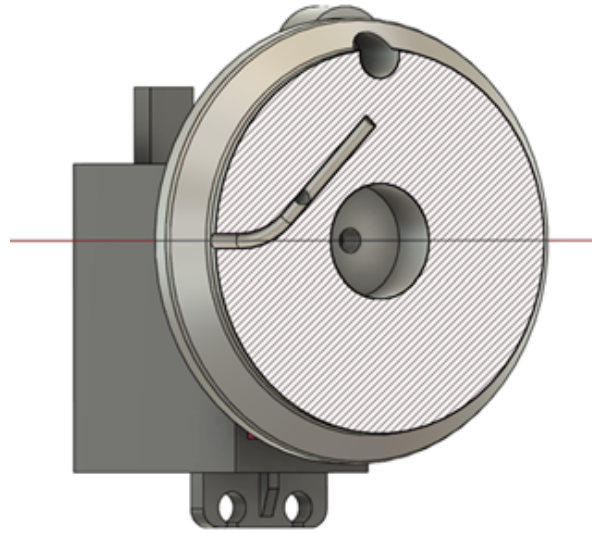


Figura 38: Canal interno del disco para ajustar el tensor

En cuanto al servomotor que va a dar movimiento a los anillos de los dedos medio, anular y meñique, su disco es ligeramente más grande ya que cuenta con 3 canales para introducir los tensores que tiran de cada uno de los dedos mencionados, sin embargo, la forma de ajustar es la misma, con el uso de tornillos para poder fijarse y evitar algún tipo de desplazamiento no deseado ([Figura 39](#)).

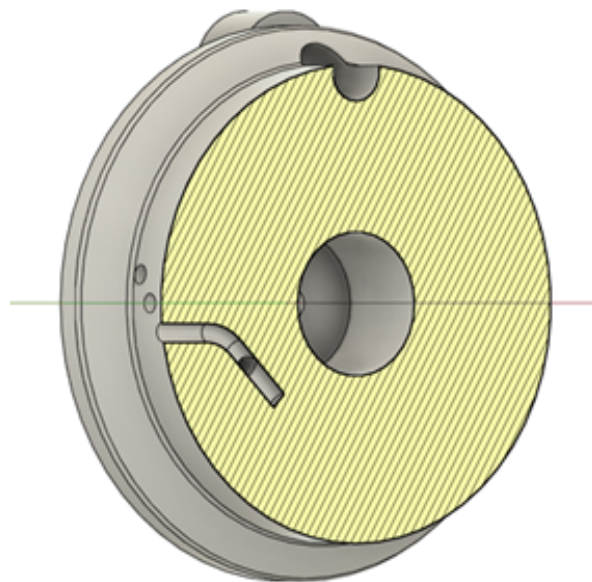


Figura 39: Canales internos del disco para los dedos medio, anular y meñique

Una vez teniendo el mecanismo que va a dar movimiento a los anillos del exoesqueleto, se realizaron los enclosures que van a sostener y proteger los servomotores y el disco. Empezando con el servomotor, se le realizo una estructura encargada de fijarlo al enclosure con el fin de evitar que se desplace al momento de rotar su eje debido a la fuerza aplicada ([Figura 40](#)).

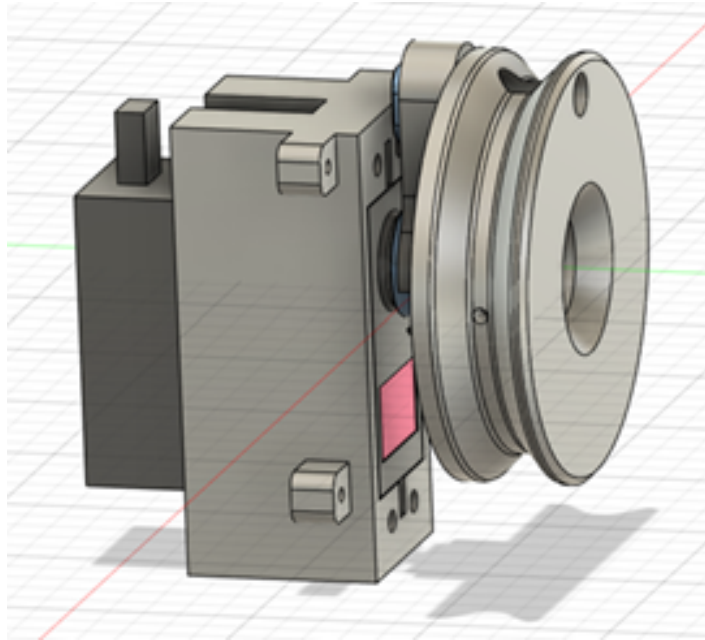


Figura 40: Base de fijación para el servomotor

Posteriormente, se realizó una base principal con los propósitos de fijar la estructura que sostiene al servomotor; mantener y proteger el disco que jala los tensores en su interior, evitando que esté expuesta al ambiente y dejando espacio suficiente para que pueda girar con seguridad sin que choque con las paredes; pasar el tensor de los anillos desde afuera al interior donde se encuentra la rueda, sin que queden expuesto el mismo tensor ([Figura 41](#)).

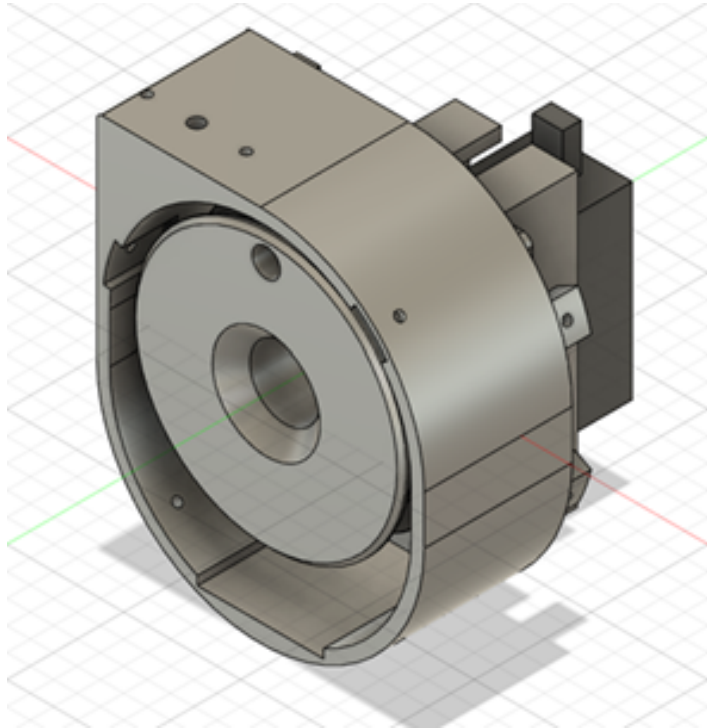


Figura 41: Base principal del disco y servomotor

En la parte superior de la base principal existe un acople, el cual tiene la función de atornillar el conector neumático Pc4-M10. El conector neumático es la encargada de unir el tubo de teflón que viene directo del exoesqueleto a la base principal para pasar el tensor que da movimiento a los anillos ([Figura 42](#)). De esta manera, se evita que el tensor quede expuesto y ocasione algún tipo de enredo no deseado.

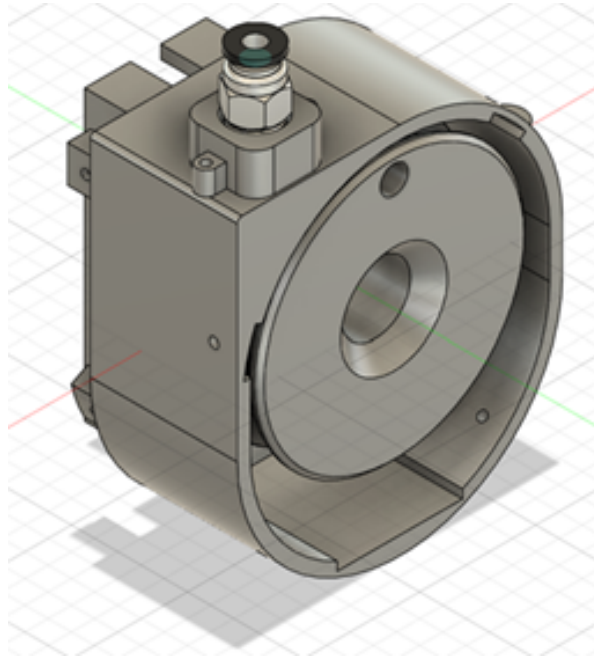


Figura 42: Acople de unión para el tubo de teflón

Para cubrir completamente el servomotor y su base de fijación, se le realizó una tapa trasera a la base principal que contiene tanto el disco como el mismo servomotor. La tapa trasera tiene la misma silueta que la base principal y en la parte superior cuenta con una abertura por donde se sacan los cables del servomotor para poder ser controlado y alimentado para su posterior uso ([Figura 43](#)).

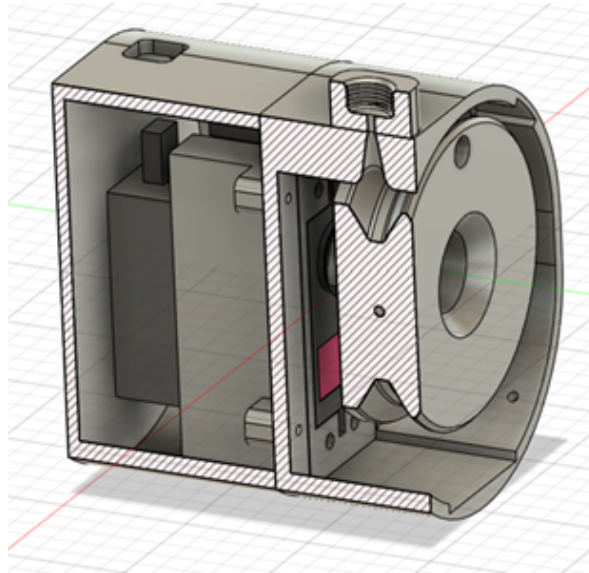


Figura 43: Tapa posterior de protección para el servomotor

Igualmente, por la parte frontal de la base principal se le realizó una tapa el cual tiene la función de proteger y cubrir el disco que tira del tensor. Además de esto, por la parte expuesta de la tapa se le realizó una especie de trabilla (como la parte del pantalón donde se coloca el cinturón) para que todo el dispositivo pueda ser portado por el usuario desde la cintura utilizando un cinturón, evitando de esta manera cargas innecesarios en la parte de la mano donde va el exoesqueleto ([Figura 44](#)).

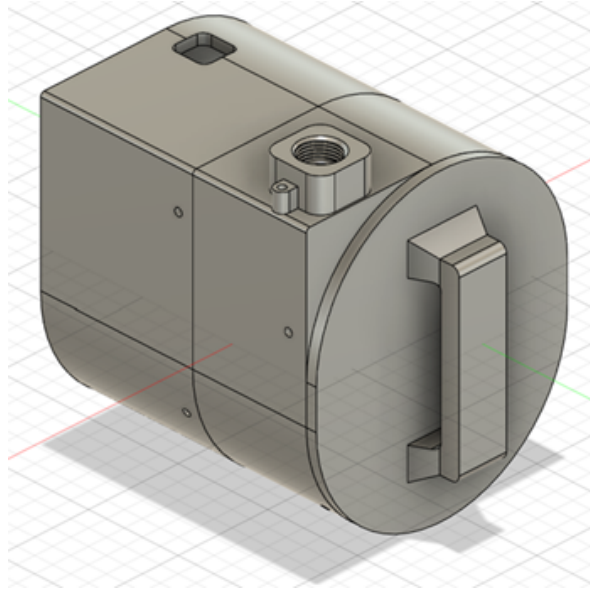


Figura 44: Tapa frontal de todo el sistema que porta el servomotor

Una vez teniendo el dispositivo que va a dar movimiento a los anillos de uno de los dedos del exoesqueleto, se hicieron otros dos, de los cuales, uno es exactamente igual que el original, mientras que el otro es ligeramente más grande debido a que contiene el disco al que se le acoplan los tensores de los anillos de los dedos medio, anular y meñique. Además de esto, se les hizo una bisagra por los lados a cada una de estas estructuras para que puedan ser unidos con tornillos y puedan ser portados por el usuario al mismo tiempo ([Figura 45](#)).

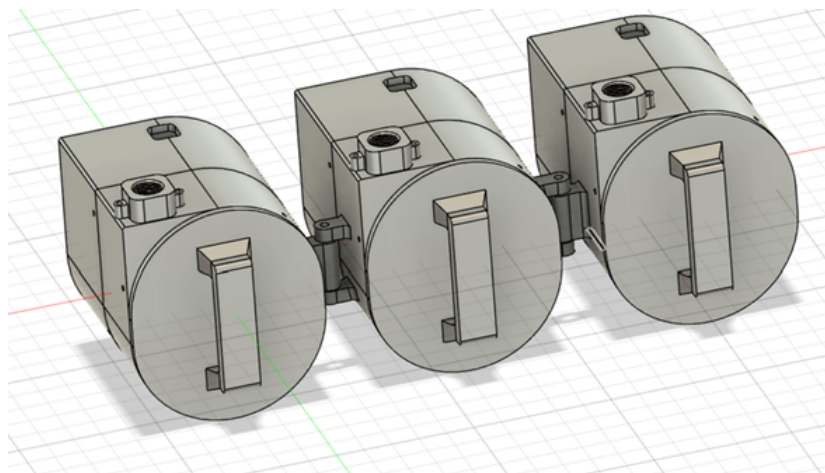


Figura 45: Motores para dar movimiento al exoesqueleto

4.1.5 Diseño de la estructura que contiene la electrónica

Aparte de los servomotores que forman parte de la electrónica de todo el sistema, existen otros componentes igual de importantes y necesarios para el funcionamiento del exoesqueleto. Estos componentes que conforman la parte electrónica son:

- Arduino Uno.
- Batería recargable Lipo de 1300 mah a 11.1V.
- Botón Switch de balancín de 1 polo On/Off.
- 3 módulos de fuente de alimentación reductor LM2596s DC-DC.
- Una placa de cobre donde se conectan todos los sensores de fuerza.

Todos estos componentes estarán dentro de una misma carcasa que los proteja y al mismo tiempo los transporte a donde el usuario desee ir. Los componentes electrónicos se ordenaron sobrepuestos unos sobre otros con el fin de ocupar la menor cantidad de espacio posible, pero de tal manera que se tenga el espacio suficiente para poder realizar las conexiones necesarias sin complicación alguna ([Figura 46](#)). El orden de posición, empezando del superior al inferior es: la placa de cobre donde se conectan todos los sensores de fuerza, los 3 módulos de fuente de alimentación reductor LM2596s DC-DC, la batería recargable Lipo de 1300 mah a 11.1V y el Arduino uno. En cuanto al botón Switch de balancín de 1 polo On/Off, este está colocado en frente de la batería, ya que tiene la función de prender y apagar todo el sistema cada vez que se cambia de estado, por lo tanto, debe estar lo más cerca posible de la batería para tener cantidades de cable innecesarias.

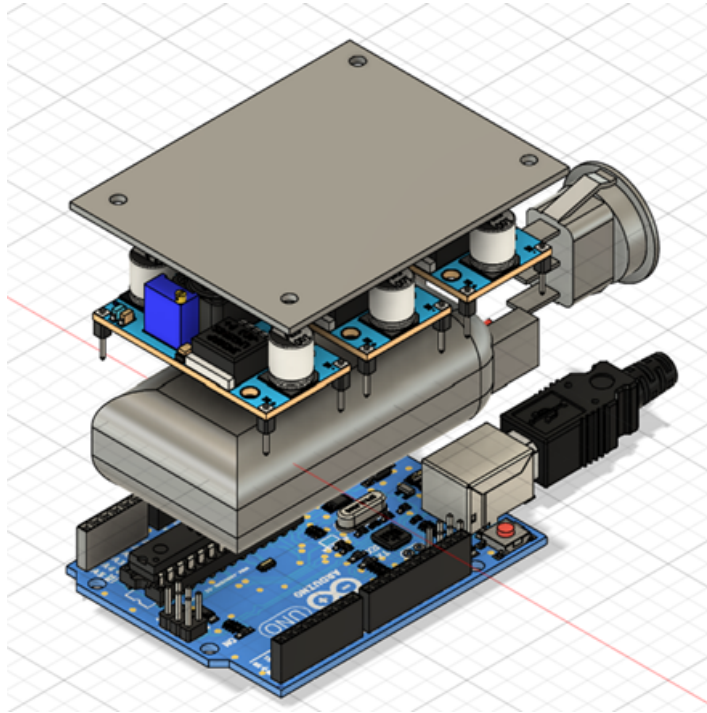


Figura 46: Componentes electrónicos del sistema

La base principal que contendrá toda la electrónica del sistema tiene diferentes soportes, con el fin de colocar plataformas donde se atornillarán los distintos componentes. El único componente que no tiene plataforma es el Arduino Uno, ya que este, al estar colocado en la parte inferior de todo el enclosure, se puede aprovechar la misma estructura para atornillarlo y evitar que se desprenda de su lugar en el caso de que se realice algún movimiento brusco. Se tiene, además, un agujero donde se colocará el botón de encendido Switch de balancín y un segundo orificio directamente enfrente del puerto USB-B del Arduino Uno con el propósito de cargar el programa que controlará todos los dispositivos con el que se conforma el exoesqueleto e incluso visualizar el funcionamiento de cada uno de estos al momento de realizar pruebas (Figura 47).

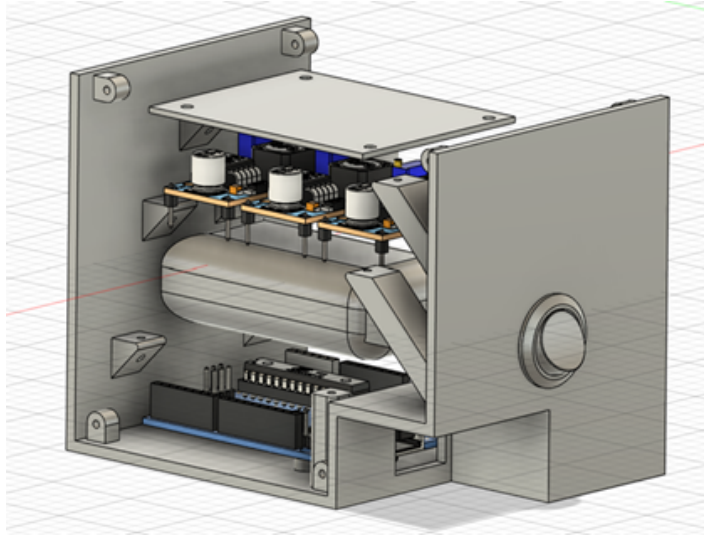


Figura 47: Base principal que contiene la electrónica del sistema

Para el caso de la batería, los 3 módulos de fuente de alimentación reductor y la placa de cobre donde van conectados los sensores de fuerza, tienen una plataforma para cada uno a excepción de los 3 módulos de fuente de alimentación reductor, ya que estos estarán colocados en una misma plataforma. En cuanto a la batería, aparte de tener una plataforma para su colocación, tendrá una abrazadera que se atornillará a la respectiva plataforma de la batería, evitando de esta manera que se desplace fuera de su posición ([Figura 48](#)).

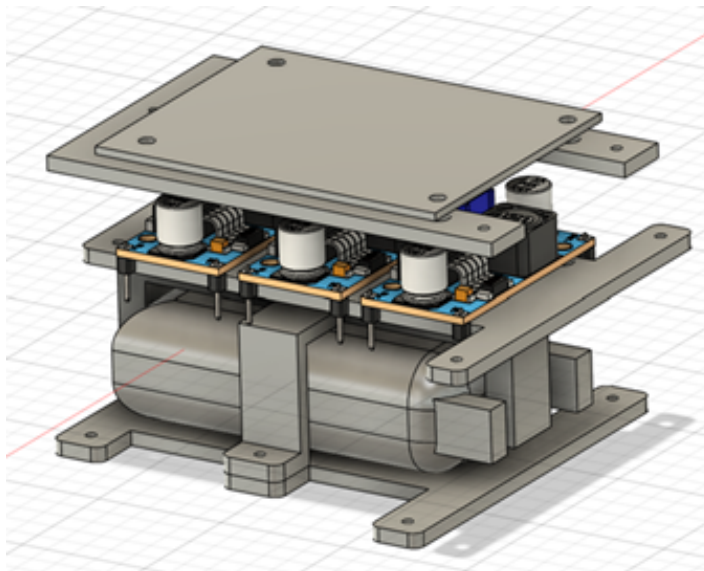


Figura 48: Plataformas para algunos componentes electrónicos

Una vez teniendo los componentes que van a ir en la parte interna del enclosure, se agregan unas paredes ensamblables a la estructura principal, de las cuales, una de estas paredes tendrá una bisagra para que se pueda unir con las estructuras de los servomotores para que todo el sistema electrónico se encuentre unida y posicionada a la misma altura. En cambio, la otra pared tiene un orificio por el cual pasará el cable de carga de la batería, evitando que sea necesario abrir todo el enclosure para la carga de la misma. En la parte trasera de la base principal que contiene todo el sistema electrónico se le realizó una trabilla (así como en las tapas de los servomotores) para que todo el dispositivo pueda ser portado por el usuario desde la cintura utilizando un cinturón, todo esto en conjunto con los servomotores. En parte superior de las tapas se tienen unos rieles para la colocación de unas tapas de protección, además de unos orificios para que se fijen con unos tornillos ([Figura 49](#)).

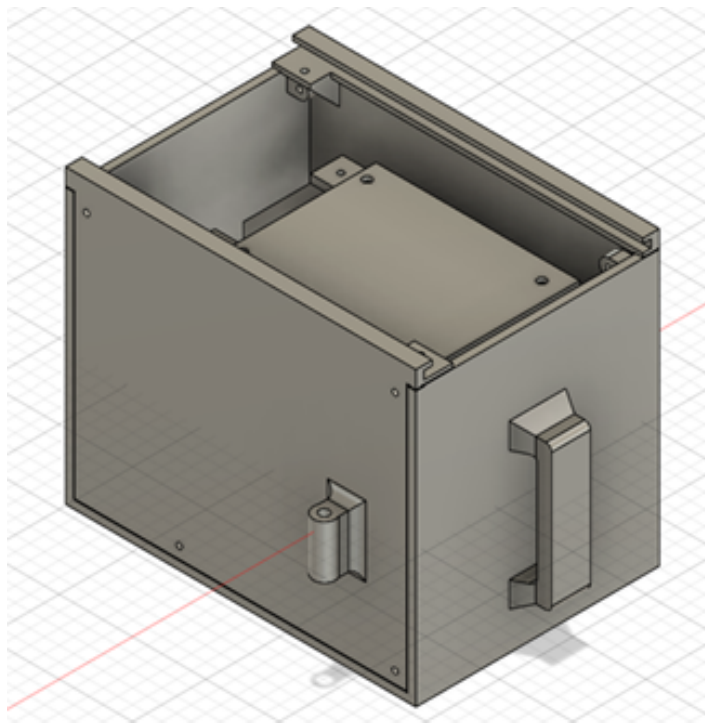


Figura 49: Enclosure con las paredes ensamblables

En la parte superior del enclosure se realizaron dos tapas deslizables con el fin de cubrir y proteger la entrada de cables del sistema, además de los componentes electrónicos de la parte interna de toda la estructura. Una de estas tapas tiene un hueco rectangular para dejar pasar los cables que van conectados a los sensores de fuerza y los servomotores. El punto de realizar

dos tapas deslizables en lugar de una es debido a los cables mencionados anteriormente, ya que las posiciones de estos ocupan una gran área de la parte superior de la estructura, por lo tanto, el utilizar dos tapas que se deslicen por lados contrarios ayuda que se cubra la mayor cantidad de espacio evitando que estos choquen o se atoren con los cables provenientes de la parte exterior ([Figura 50](#)).

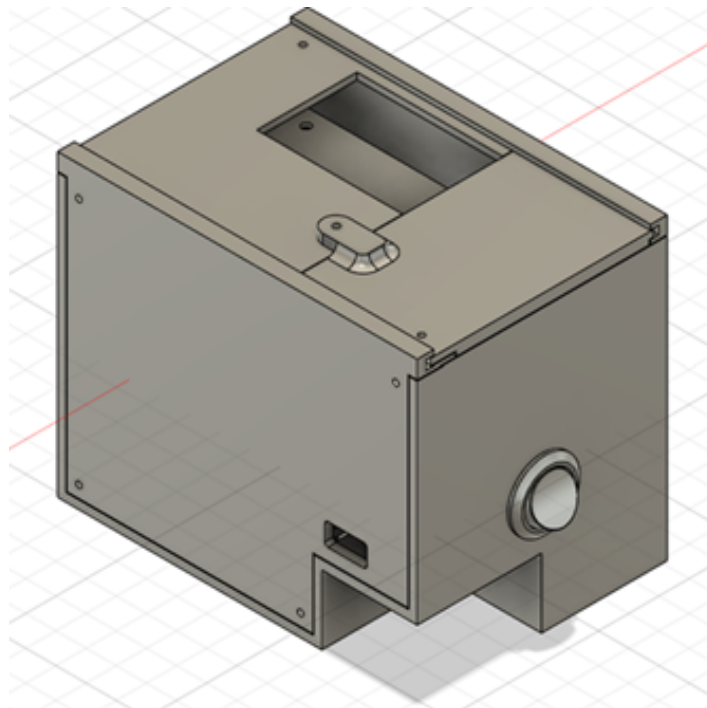


Figura 50: Tapas de protección para el enclosure

Finalmente, para cubrir aquellos agujeros por donde pasan los distintos cables que conforman el sistema del exoesqueleto los otros orificios sobrantes, se realizaron distintos sellos con material TPU, garantizando de esta manera que entren objetos internos no deseados y al mismo tiempo aplicar cierta presión a los cables para evitar que se muevan de su lugar ([Figura 51](#)).

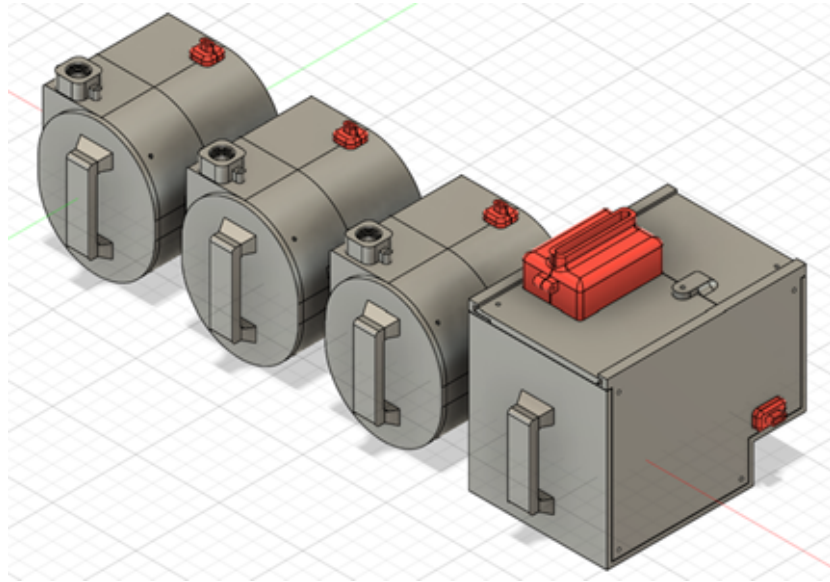


Figura 51: Sellos de TPU para los agujeros de las estructuras que contienen la electrónica

4.1.6 Diseño de otros componentes auxiliares

El primer componente auxiliar a implementar es un soporte para los tubos de PTFE (politetrafluoroetileno) por donde pasan los tensores de que dan movimiento a los anillos que se encuentran colocados en los dedos del usuario ([Figura 52](#)). Este componente tiene 3 ranuras en las cuales se van a colocar los 3 tubos PTFE, con el objetivo de evitar que estén dispersos y evitar que se atoren con su entorno.

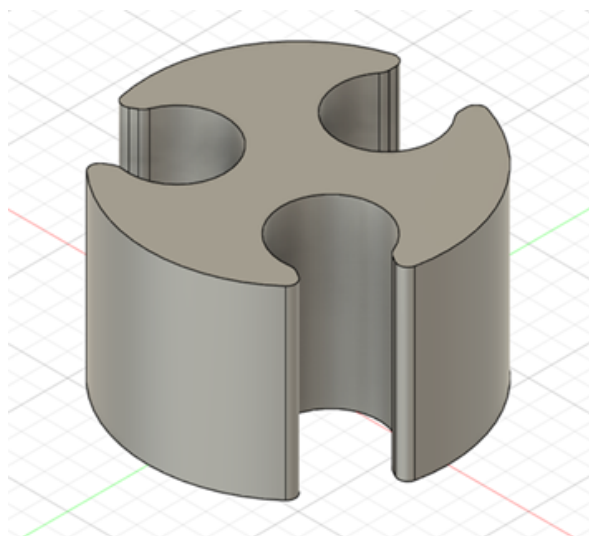


Figura 52: Soporte para los tubos de PTFE

El segundo componente auxiliar consiste un brazalete hecho con material TPU ([Figura 53](#)). La función principal de este objeto es colocarse tanto en el brazo como en el antebrazo y sostener los cables que están conectados a los sensores de fuerza, guiando los cables a lo largo de toda la extremidad del usuario y dirigiéndolos directo a la carcasa donde se encuentra toda la electrónica del sistema. El brazalete se compone de dos partes, la estructura que va colocada directamente en el brazo o antebrazo del usuario y una tapa, la cual tiene la función de sostener los cables aplicando una ligera presión sobre estos. La forma de zigzag que tiene el brazalete es debido a que le permite expandirse a diferentes grosores para los distintos tamaños de brazos, evitando crear una estructura con las medidas específicas de la persona que lo portará.

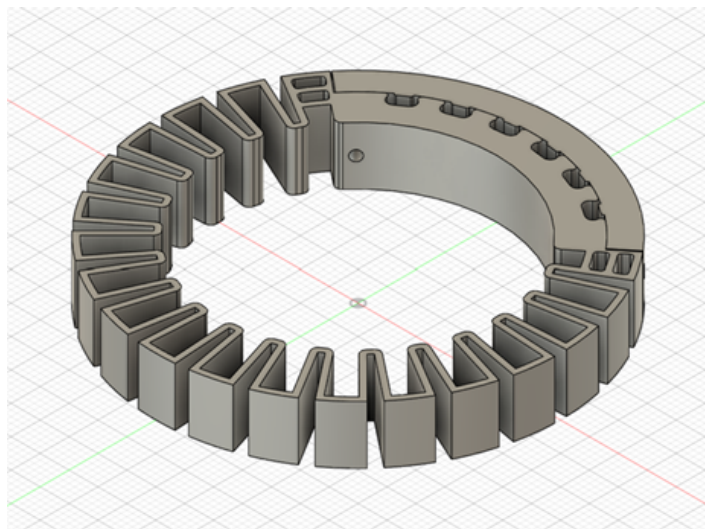


Figura 53: Brazalete de TPU para los cables de los sensores de fuerza

4.2 Diagrama de conexión del sistema electrónico

4.2.1 Sensores de fuerza

Antes de dar a conocer el diagrama eléctrico, es importante conocer acerca de los sensores de fuerza implementados en el sistema electrónica, debido a que estos son los encargados de recibir la presión aplicada que los dedos ejercen para activar los servomotores y dar movimiento al exoesqueleto de miembro superior.

Los sensores de fuerza utilizados son del modelo DF9-16, los cuales corresponden a la familia de sensores resistivos de película delgada (Force Sensing Resistors o FSR). Estos

sensores tienen la peculiaridad de tener una resistencia eléctrica variable en función de la presión ejercida sobre su superficie, por lo tanto, entre más fuerza se aplica sobre si mismo, la resistencia disminuye, permitiendo obtener una señal analógica proporcional a la presión ejercida.

Este sensor cuenta con un área de 8 mm de diámetro donde se encuentra la resistencia variable; 10 mm de diámetro de la parte plástica que cubre la resistencia; 19 mm de longitud sin contar los pines de conexión; una distancia de 2.54 mm de distancia de pin a pin y un espesor de 0.4 mm (Figura 54). Su rango de activación va desde 20 gramos a 2 kilogramos, con un tiempo de respuesta de 10 ms. Cuando el sensor no se encuentra bajo ningún tipo de presión en su superficie, su resistencia llega a superar los $10\text{ M}\Omega$, mientras que cuando se le aplica una cierta cantidad de fuerza, su resistencia puede llegar a descender a $200\text{ k}\Omega$. Debido a estas características, es un componente ideal para el proyecto por su tamaño y su bajo peso, adecuado para aplicaciones portátiles.



Figura 54: Medidas del sensor de fuerza DF9-16

La manera de utilizarse e interpretarse para proyectos de electrónica es similar a un circuito divisor de voltaje [Ecuación 4.17](#), ya que cuenta con los siguientes elementos:

- R_s : Resistencia del sensor de fuerza.
- R_0 : Resistencia fija.
- V_{cc} : Voltaje de alimentación.
- GND: Tierra.
- V_{out} : Voltaje de salida.

$$V_{OUT} = V_{CC} \cdot \frac{R_0}{R_s + R_0} \quad (4.11)$$

Por lo tanto, cuando se incrementa la presión ejercida sobre la superficie del sensor, la resistencia del sensor de fuerza (R_s) disminuye ([Figura 55](#)), provocando que el voltaje de salida (V_{out}) aumente. Una vez entendido esto, se realiza el circuito divisor de voltaje para el sistema eléctrico implementando resistencias R_0 de $20\text{ k}\Omega$, el cual, mediante distintas pruebas físicas, dio mejores resultados al momento de enviar señales a las entradas analógicas del Arduino Uno.

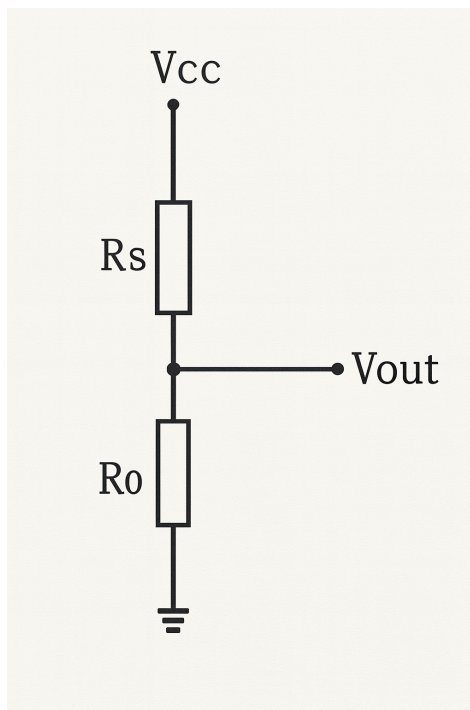


Figura 55: Divisor de voltaje

Por ejemplo, cuando el sensor de fuerza no recibe presión, su resistencia se encuentra en el orden de los $10\text{ M}\Omega$. Sustituyendo valores [Ecuación 4.12](#):

$$V_{\text{OUT}} = 5\text{ V} \cdot \frac{20,000\ \Omega}{10,000,000\ \Omega + 20,000\ \Omega} = 0.0099\text{ V} \quad (4.12)$$

Lo cual indica un voltaje de salida casi nula.

Como segundo ejemplo, cuando al sensor se le aplica una fuerza que le permita bajar a una resistencia de aproximada de $50\text{ k}\Omega$, se obtiene [Ecuación 4.13](#):

$$V_{\text{OUT}} = 5\text{ V} \cdot \frac{20,000\ \Omega}{50,000\ \Omega + 20,000\ \Omega} = 1.43\text{ V} \quad (4.13)$$

Y como tercer ejemplo, cuando al sensor de fuerza se le aplica una fuerza que le permita bajar a una resistencia cercana a $10\text{ k}\Omega$, se obtiene [Ecuación 4.14](#):

$$V_{\text{OUT}} = 5\text{ V} \cdot \frac{20,000\ \Omega}{10,000\ \Omega + 20,000\ \Omega} = 3.33\text{ V} \quad (4.14)$$

Al momento de realizar pruebas físicas, se obtuvo como máximo un valor ADC de las entradas analógicas de 10 bits del Arduino Uno el dato de 771 y, recordemos, la lectura entregada por el conversor analógico-digital (ADC) del Arduino Uno es un valor entero entre 0 y 1023, por ende, el valor a la que bajo la resistencia del sensor de fuerza se calcula de la siguiente manera:

Primeramente, el voltaje está en un rango de 0 V a $V_{CC} = 5\text{ V}$. El voltaje medido en el pin analógico (V_{OUT}) se calcula a partir de la lectura digital (N_{ADC}) mediante ([Ecuación 4.15](#)):

$$V_{\text{OUT}} = \frac{N_{\text{ADC}}}{1023} \cdot V_{CC} \quad (4.15)$$

Para el caso particular en el que se obtuvo una lectura máxima de $N_{\text{ADC}} = 771$, sustituyendo en la ecuación ([Ecuación 4.16](#)) se obtiene el voltaje correspondiente:

$$V_{\text{OUT}} = \frac{771}{1023} \cdot 5\text{ V} \approx 3.765\text{ V} \quad (4.16)$$

El sensor de fuerza se conecta en serie con una resistencia fija de $R_0 = 20\text{ k}\Omega$, formando un divisor de voltaje alimentado a $V_{CC} = 5\text{ V}$. El voltaje en el nodo intermedio (V_{OUT}) está dado por (Ecuación 4.17):

$$V_{OUT} = V_{CC} \cdot \frac{R_0}{R_S + R_0} \quad (4.17)$$

donde R_S es la resistencia instantánea del sensor de fuerza bajo carga. Despejando R_S de la ecuación (Ecuación 4.18), se obtiene:

$$R_S = R_0 \left(\frac{V_{CC}}{V_{OUT}} - 1 \right) \quad (4.18)$$

Finalmente, sustituyendo $R_0 = 20,000\ \Omega$, $V_{CC} = 5\text{ V}$ y el valor medido $V_{OUT} \approx 3.765\text{ V}$ de la ecuación (Ecuación 4.19), se obtiene la resistencia efectiva del sensor durante la aplicación de fuerza máxima registrada:

$$R_S = 20,000\ \Omega \left(\frac{5\text{ V}}{3.765\text{ V}} - 1 \right) \approx 6,554\ \Omega \quad (4.19)$$

Por lo tanto, bajo la condición de máxima presión aplicada durante las pruebas, la resistencia del sensor de fuerza disminuyó hasta un valor aproximado de $R_S \approx 6.6\text{ k}\Omega$.

Con este dato obtenido, es posible sacar una relación entre la lectura ADC que recibe el Arduino Uno, el voltaje de salida y la resistencia de los sensores de fuerza (Tabla 3).

Tabla 3: Relación entre la lectura analógica, el voltaje de salida y la resistencia estimada del sensor de fuerza ($R_0 = 20\text{ k}\Omega$, $V_{CC} = 5\text{ V}$)

Lectura ADC	Voltaje de salida (V)	Resistencia del sensor (Ohms)
0	0.000	∞
41	0.198	484,202.3
81	0.397	232,101.2
122	0.595	148,067.4
162	0.793	106,050.6
203	0.991	81,940.2
244	1.190	65,116.8
284	1.388	52,825.5
325	1.586	43,574.7
366	1.784	36,496.1
406	1.982	30,994.4
447	2.181	26,650.6
487	2.379	23,175.7
528	2.577	20,364.8
569	2.775	18,069.7
609	2.974	16,178.0
650	3.172	14,605.8
691	3.370	13,291.9
731	3.568	12,192.5
771	3.765	6,554.3

4.2.2 Integración electrónica y diagrama de conexión

El sistema electrónico del exoesqueleto de mano se conforma por un microcontrolador Arduino Uno, una fuente de energía portátil, módulos reguladores de voltaje tipo LM2596 DC-DC, un interruptor principal, servomotores DS3240-270 y una placa fenólica que agrupa las conexiones de sensado, a parte de los sensores de fuerza y resistencias que se mencionaron con anterioridad.

La alimentación del sistema proviene de una batería recargable Li-Po de 11.1 V a 1300 mAh, seleccionada por su densidad energética y su capacidad para entregar corrientes de pico, la cual satisface la demanda de los servomotores (alrededor de 3 A cada uno). La línea positiva de la batería pasa por un interruptor balancín On/Off, que permite desconectar por completo el sistema durante los periodos de inactividad.

A la salida del interruptor, el voltaje de 11.1 volts se distribuye a los tres módulos reguladores de voltaje LM2596S DC-DC, cada uno calibrado individualmente para suministrar el voltaje requerido por cada subsistema:

- Módulo 1 (9 volts): Alimenta al Arduino Uno a través del conector jack. Este valor garantiza el funcionamiento correcto del regulador interno del microcontrolador y mantiene la estabilidad de referencia para las lecturas analógicas.
- Módulo 2 (6.5 volts): Proporciona la energía de potencia para los servomotores DS3240-270, asegurando un voltaje de alimentación estable dentro de sus rangos permitidos (4.8 V a 6.8 V).
- Módulo 3 (5 volts): Suministra energía a los sensores de fuerza DF9-16 y a sus circuitos divisores de voltaje, estabilizando la lectura analógica y reduciendo el ruido eléctrico.

Todas las entradas de los módulos de voltaje (V+) y tierra (GND) se encuentran puenteadas entre sí y conectadas directamente a la batería, compartiendo un punto común de referencia a tierra. Sin embargo, las salidas se encuentran separadas por nivel de tensión, permitiendo que cada parte del sistema opere con su voltaje correspondiente, óptimo para su desempeño.

La calibración de los módulos LM2596 se realiza con ayuda de un multímetro, ajustando el potenciómetro de cada uno hasta obtener los valores mencionados anteriormente, antes de su montaje definitivo en el enclosure. El Arduino Uno es el encargado de procesar y activar todos los elementos del sistema, ya sean salidas o entradas. Sus seis entradas analógicas reciben las señales de voltaje enviadas por los divisores de voltaje asociados a los sensores de fuerza (Tabla 4):

Tabla 4: Asignación de pines analógicos del Arduino Uno para cada sensor de fuerza del exoesqueleto

Dedo / Movimiento	Pin analógico
Pulgar – Flexión	A0
Pulgar – Extensión	A1
Índice – Flexión	A2
Índice – Extensión	A3
Anular – Flexión	A4
Anular – Extensión	A5

Las señales varían entre 0 volts y aproximadamente 3.765 volts, dependiendo de la presión ejercida, para posteriormente ser digitalizadas por el ADC de 10 bits (0 a 1023). Estas lecturas son procesadas mediante el código implementado en el microcontrolador (Programa 5.14), donde se definen los umbrales de fuerza que determinan la respuesta de los actuadores de los movimientos de flexión y extensión. El plano de tierra de los sensores está conectado al GND común de todo el sistema, asegurando una coherente referencia para las mediciones.

La parte de los actuadores está compuesta por tres servomotores digitales DS3240-270, cada uno encargado de asistir el movimiento de los dedos pulgar, índice y anular (este último en conjunto con los dedos medio y meñique).

De acuerdo con la hoja de datos del fabricante del servomotor DS3240-270, este modelo presenta las siguientes características principales:

- Par máximo: 45 kg·cm a 6.8 volts.
- Rango de operación: 4.8 V – 6.8 V.

- Ángulo de giro: 270°.
- Consumo en bloqueo: 3.9 A.
- Sistema de control: PWM, 500 – 2500 μ s (50–330 Hz).
- Precisión de control: ± 3 μ s (dead-band width).
- Protección: Grado IP66 y doble rodamiento.

Las señales de control PWM son generadas por el Arduino en los pines digitales 3, 5 y 6, asignados de la siguiente manera (Tabla 5):

Tabla 5: Asignación de pines PWM del Arduino Uno y voltajes de alimentación para los servomotores del exoesqueleto

Dedo	Pin PWM	Voltaje de alimentación (V)
Pulgar	D6	6.5
Índice	D5	6.5
Anular	D3	6.5

Aclarando todo esto, el flujo de operación se puede explicar de la siguiente manera:

1. Al accionar el interruptor principal, la batería Li-Po energiza los tres módulos LM2596, generando las líneas reguladas de 9 volts, 6.5 volts y 5 volts.
2. El Arduino Uno, alimentado por los 9 volts del LM2596, inicia su ciclo de lectura de los sensores DF9-16, midiendo en tiempo real la presión ejercida por los dedos del usuario.
3. Con base en las magnitudes detectadas, el microcontrolador ejecuta el algoritmo de control, ajustando las señales PWM hacia los servomotores DS3240-270.
4. Los servomotores, alimentados con 6.5 volts de otro LM2596, responden al ancho de pulso recibido y generan el movimiento asistido de flexión o extensión según el modo de operación.

5. El sistema mantiene una alimentación aislada entre etapas (sensado, control y potencia), reduciendo el ruido eléctrico y previniendo reinicios o inestabilidades por corrientes transitorias.

Este diseño modular, alimentado de manera autónoma, permite un funcionamiento confiable en diferentes entornos en los que se encuentre el usuario, garantizando la correcta interacción entre detección de fuerza y asistencia motriz en cada dedo del exoesqueleto.

Finalmente, el diagrama de conexión del sistema electrónico del exoesqueleto queda de la siguiente manera ([Figura 56](#)):

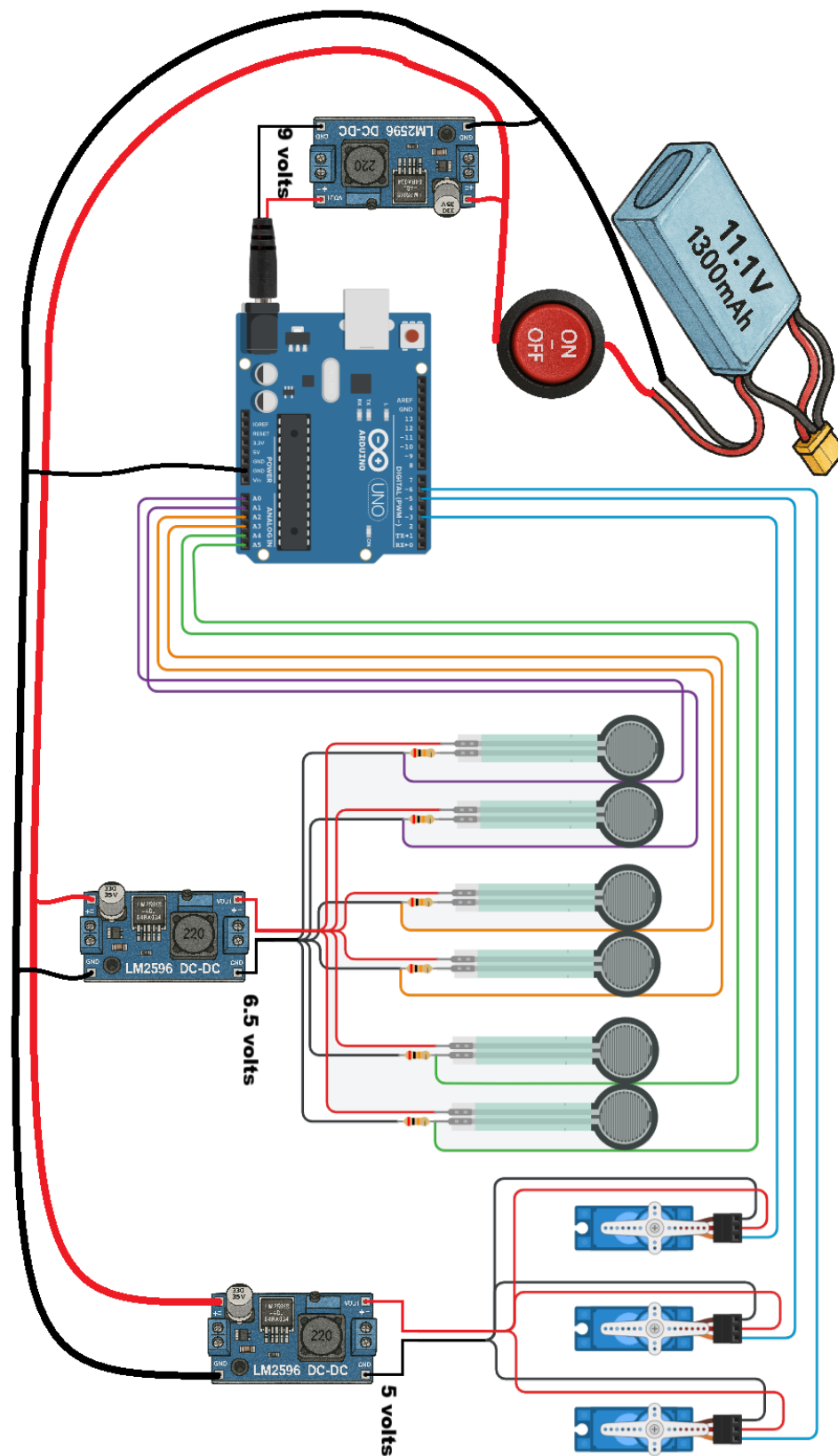


Figura 56: Diagrama de conexión del sistema electrónico del exoesqueleto

4.2.3 Análisis energético y autonomía del prototipo

Una vez definido el sistema electrónico y la distribución de voltajes de cada módulo, se procedió a evaluar la autonomía energética del exoesqueleto. Este análisis permite estimar el tiempo de funcionamiento continuo del dispositivo considerando los principales elementos activos: el Arduino Uno, los tres servomotores DS3240-270 y los sensores de fuerza DF9-16, así como las pérdidas introducidas por los módulos reguladores LM2596 utilizados en las diferentes etapas de alimentación.

La batería empleada es de tipo Li-Po de 11.1 volts y 1300 mAh, cuya energía total disponible puede expresarse como (Ecuación 4.20):

$$E_{\text{bat}} = 11.1 \text{ V} \times 1.3 \text{ Ah} = 14.43 \text{ Wh} \quad (4.20)$$

El sistema cuenta, como ya se vio con antelación, con tres reguladores de voltaje tipo LM2596S, encargados de generar líneas de alimentación de 9 volts, 6.5 volts y 5 volts. Cada regulador presenta una eficiencia promedio entre 80 % y 90 %, dependiendo de la carga conectada. La potencia de entrada de cada etapa se obtiene mediante la ecuación (Ecuación 4.21):

$$P_{\text{in, rail}} = \frac{P_{\text{out, rail}}}{\eta_{\text{rail}}} \quad (4.21)$$

y la autonomía teórica se calcula como el cociente entre la energía total de la batería y la potencia total demandada por el sistema (Ecuación 4.22):

$$t = \frac{E_{\text{bat}}}{P_{\text{in, total}}} \quad (4.22)$$

A partir de estos datos, se definieron tres posibles escenarios de operación para determinar la duración aproximada de la batería.

Escenario A, uso continuo: Corresponde a un uso intensivo durante un largo periodo exigente, con los tres servomotores DS3240-270 realizando movimientos de flexión y extensión la mayor

parte del tiempo y una corriente promedio de 1 A por servo. La potencia de salida en la línea de 6.5 volts es (Ecuación 4.23):

$$P_{\text{out, servos}} = 6.5 \text{ V} \times 3.0 \text{ A} = 19.5 \text{ W} \quad (4.23)$$

Considerando una eficiencia de 88 %, la potencia que demanda batería para esta línea es (Ecuación 4.24):

$$P_{\text{in, servos}} = \frac{19.5}{0.88} \approx 22.2 \text{ W} \quad (4.24)$$

Sumando las potencias de las líneas de 9 volts (Arduino, 0.74 watts) y 5 volts (sensores, 0.13 watts), se obtiene una potencia total de aproximadamente 23.0 watts. Finalmente, se obtiene (Ecuación 4.25):

$$t = \frac{14.43}{23.0} \approx 0.63 \text{ h} \approx 38 \text{ min} \quad (4.25)$$

Escenario B, uso moderado: Representa el uso típico en la que el usuario no está realizando movimientos todo el tiempo, donde los servomotores alternan entre movimiento y reposo, con una corriente promedio de 0.5 A por servo. La potencia de salida es (Ecuación 4.26):

$$P_{\text{out, servos}} = 6.5 \text{ V} \times 1.5 \text{ A} = 9.75 \text{ W} \quad (4.26)$$

Con una eficiencia de 90 %, se obtiene (Ecuación 4.27):

$$P_{\text{in, servos}} = \frac{9.75}{0.90} \approx 10.83 \text{ W} \quad (4.27)$$

Sumando las demás líneas (Arduino y sensores, 0.87 watts), la potencia total es de 11.7 watts. La autonomía estimada es (Ecuación 4.28):

$$t = \frac{14.43}{11.7} \approx 1.23 \text{ h} \approx 74 \text{ min} \quad (4.28)$$

Escenario C, peor caso (teórico): Se considera una condición extrema en la cual los tres servomotores operan cercanos a su corriente de bloqueo (3 A cada uno). La potencia en la línea de 6.5 volts es (Ecuación 4.29):

$$P_{\text{out, servos}} = 6.5 \text{ V} \times 9.0 \text{ A} = 58.5 \text{ W} \quad (4.29)$$

Con una eficiencia de 85 %, la potencia de entrada correspondiente es (Ecuación 4.30):

$$P_{\text{in, servos}} = \frac{58.5}{0.85} \approx 68.8 \text{ W} \quad (4.30)$$

Incluyendo las otras líneas, se obtiene una potencia total de 69.7 watts, lo que da una autonomía de (Ecuación 4.31):

$$t = \frac{14.43}{69.7} \approx 0.21 \text{ h} \approx 12 \text{ min} \quad (4.31)$$

Finalmente, los resultados obtenidos para cada uno de los casos establecidos son los siguientes (Tabla 6):

Tabla 6: Estimación de autonomía del sistema considerando la eficiencia de los convertidores LM2596

Escenario	Condición de uso	Potencia total (W)	Autonomía estimada
A	Uso continuo fuerte (1 A por servo)	23.0	0.63 h ($\approx$ 38 min)
B	Uso moderado realista (0.5 A por servo)	11.7	1.23 h ($\approx$ 74 min)
C	Peor caso teórico (3 A por servo)	69.7	0.21 h ($\approx$ 12 min)

Los resultados anteriores dan a entender que la autonomía del sistema depende directamente del nivel de esfuerzo mecánico de los servomotores. En condiciones típicas (escenario B), la batería proporciona una duración aproximada de una hora, mientras que bajo carga máxima (escenario C), el tiempo de operación se reduce considerablemente.

4.3 Ensamblado del exoesqueleto

4.3.1 Ensamblado de los servomotores

Para el ensamblado de los servomotores, todos los componentes que se diseñaron con antelación en Fusion 360 fueron impresos utilizando una impresora 3D de la marca Bambu Lab, específicamente el modelo A1. El material utilizado para la fabricación de las piezas fue filamento PLA+ (ácido poliláctico) de color negro, el cual es superior al filamento PLA debido a que tiene mayor resistencia a la tracción, al impacto y al calor, por lo tanto, esto garantiza una mejor calidad de los materiales para la realización del prototipo del exoesqueleto de miembro superior ([Figura 57](#)).



Figura 57: Piezas impresas con filamento PLA+ para el ensamblado de los servomotores

Los primeros componentes en ensamblarse son los 3 servomotores SDS3240MG de 270, los cuales deben de ir en su base de fijación para la carcasa ([Figura 58](#)). Para fijarlo adecuadamente, se tienen que colocar los tornillos de 3mm de grosor por la parte posterior, del lado contrario al eje de rotación. Se tienen que utilizar las pestañas que incluye el mismo servomotor para que quedé totalmente fijo y evitar que se mueva al momento de su funcionamiento.

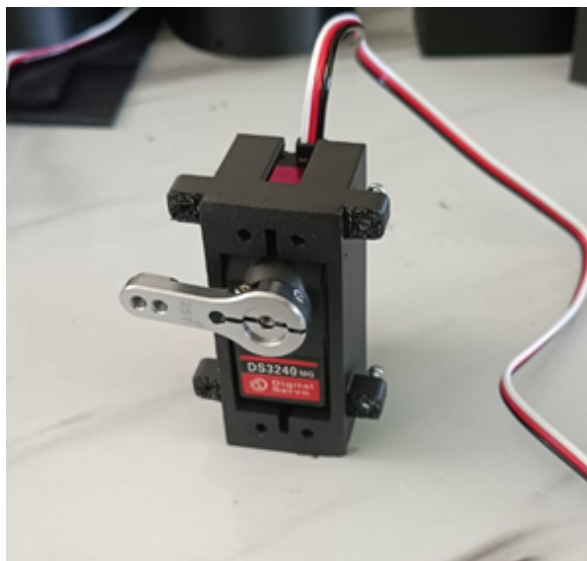


Figura 58: Servomotor fijado en su correspondiente base

Posteriormente, tanto el servomotor como su base de fijación deben de ser colocados por la parte posterior de la base principal, procurando que la orientación sea la adecuada tal y como se realizó en el diseño 3D (Figura 59). Para este caso, los tornillos utilizados fueron de 2mm de ancho. Una vez colocadas ambas partes, se procura tener el cuerno de servomotor colocado en su eje de rotación.



Figura 59: Servomotores colocados en la base principal

Posterior a poner la base principal del servomotor, se colocan las tapas traseras encargadas de cubrir y proteger el mismo dispositivo, evitando que esté totalmente expuesto a la intemperie

(Figura 60). Durante su colocación, es importante sacar los cables de alimentación y de control para que sean conectados al sistema electrónico encargado de dar movimiento al exoesqueleto. De igual manera que la base principal, se utilizan tornillos de dos milímetros de grosor para que las tapas puedan ser fijadas a la base principal.

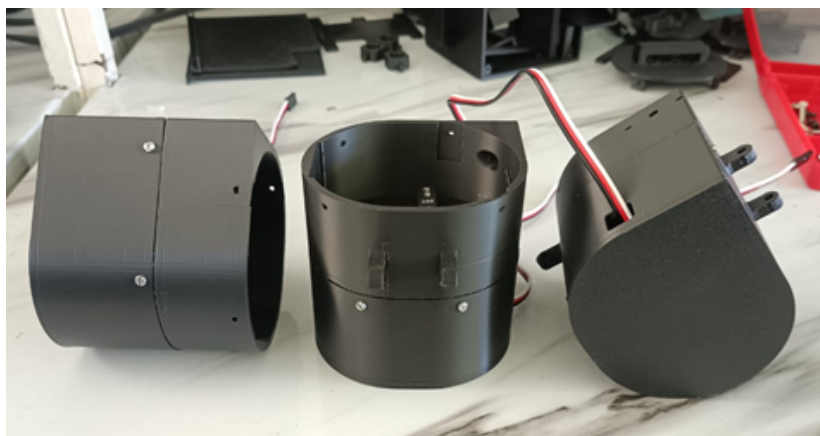


Figura 60: Carcasas con las tapas traseras

Antes de colocar las ruedas que van a jalar los sensores encargadas de dar movimiento a los anillos del exoesqueleto, es importante agregar el tensor a utilizar, para este caso se utiliza hilo de nylon de 0.9mm para las dos ruedas que solo tienen un solo canal de . Se cortan pedazos de aproximadamente 150 cm para cada rueda y el sobrante se cortará posteriormente. El hilo se introduce por el canal que se encuentra justo en la circunferencia de la rueda y posteriormente se fija con un tornillo de dos milímetros de grosor por la parte trasera de la rueda, justo en el orificio a lado de donde se coloca el cuerno del servomotor (Figura 61).



Figura 61: Rueda con hilo de nylon de 0.9mm

Para el caso de la tercera rueda que tiene 3 canales para los tensores de los anillos de los dedos medio, anular e índice, se utilizará hilos de nylon de 0.5mm. La decisión de utilizar un hilo más delgado para estos dedos es debido a que el implementar 3 hilos de nylon de 0.9mm no entran adecuadamente por los tubos PTFE por el poco espacio interno que tienen. Al igual que las dos ruedas anteriores, se utilizarán tiras de hilo de 150 cm de longitud para cada canal de la rueda y se fijarán con tornillos de 2mm ([Figura 62](#)).



Figura 62: Rueda de 3 canales con hilos de nylon de 0.5mm

Una vez que se tienen todas las ruedas con los hilos de nylon puestos en cada una de estas, se proceden a colocar las ruedas en los cuernos de los servomotores, procurando que el canal en donde se introdujo el hilo de nylon de cada rueda se encuentre apuntando al lado izquierdo de

la base (así como se muestra en la imagen). Además de esto, al momento de colocar la rueda, es importante sacar el hilo por el orificio de la parte de arriba de la base principal con el fin de que se pasado por el tubo de teflón que se colocará más adelante ([Figura 63](#)). Para fijar las ruedas a los servomotores se utilizaron tornillos de 3mm de grosor.

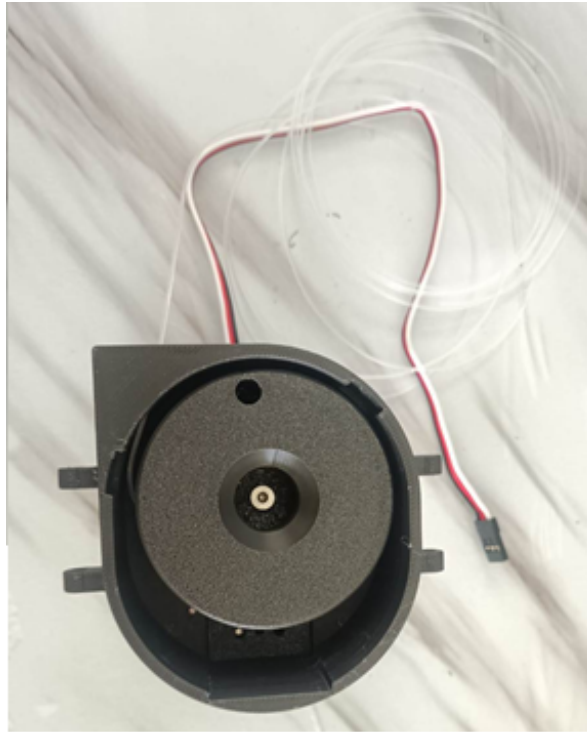


Figura 63: Rueda acoplada al servomotor

Se repite este mismo procedimiento con la rueda que tiene 3 canales, sin embargo, esta rueda debe de ser colocada en la base que es ligeramente más grande (4mm más larga) ya que, de no ser colocada en la base correcta, es posible que no cierre la carcasa a la hora de ponerle la tapa ([Figura 64](#)).

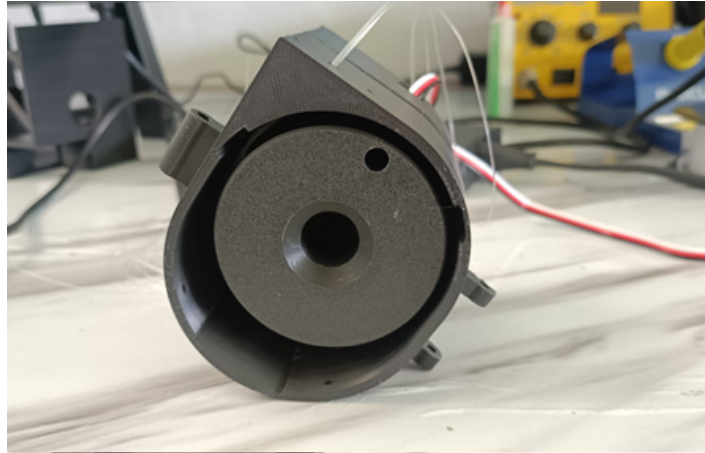


Figura 64: Rueda de 3 canales acoplada al servomotor

Teniendo los 3 servomotores puestos en sus respectivas carcasas y sus ruedas para tirar de los anillos que dan movimiento al servomotor, se proceden a colocar las tapas a cada una de estas estructuras. Estas tapas incluyen también una trabilla para que todos los dispositivos puedan ser portados por el usuario con ayuda de un cinturón ([Figura 65](#)). Las tapas se fijan con tornillos de 2mm de grosor.

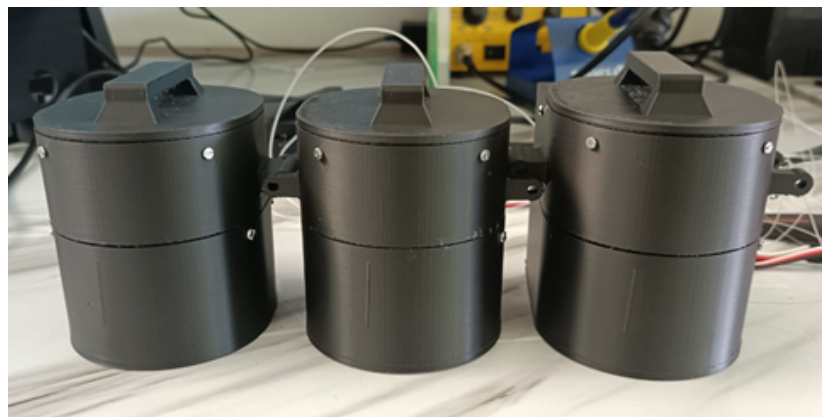


Figura 65: Carcasas de los servomotores con tapas

Justo en la parte de arriba de las carcasas en el orificio donde salen los sensores, se coloca el acople en donde se coloca el conector neumático Pc4-M10, el cual fue diseñado específicamente para este objeto ya que tiene el mismo paso de cuerda ([Figura 66](#)). Se fijan con tornillos de 2mm de grosor.



Figura 66: Carcasa con acople para conector neumático

Teniendo el acople colocado en su respectivo sitio, se puede atornillar el conector neumático Pc4-M10, procurando sacar los hilos de nylon de las carcasas. Finalmente, las carcasas de los servomotores se acoplan en conjunto mediante las bisagras que tienen a los lados utilizando tornillos de 3mm de grosor ([Figura 67](#)).

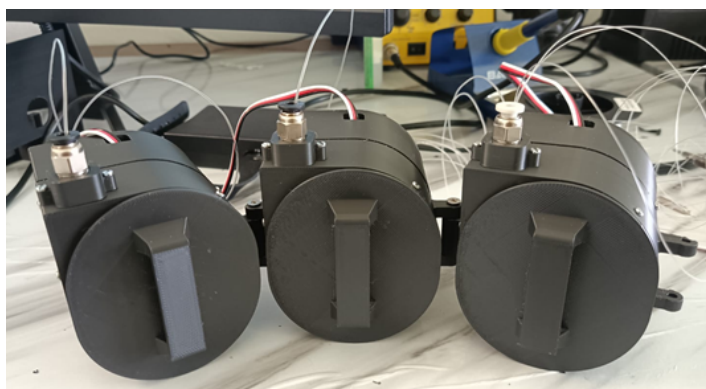


Figura 67: Servomotores acoplados juntos

4.3.2 Ensamblado del mecanismo auxiliar de los dedos

Para el ensamblado del mecanismo auxiliar de los dedos, todos los componentes que se diseñaron previamente en Fusion 360 fueron impresos utilizando una impresora 3D de la marca Bambu Lab modelo A1 (al igual que las piezas de los servomotores). La gran mayoría

de las piezas que conforman el mecanismo auxiliar fueron impresos con filamento TPU (poliuretano termoplástico) 95A de color rojo, el cual, a diferencia del filamento PLA, este es un material flexible capaz de ser deformado aplicando una fuerza externa sin que sufra daños considerables siempre y cuando no se exceda la fuerza aplicada. La pieza que sirve como base para el acoplamiento de los anillos de movimiento y demás componentes, es la estructura de la parte palmar la cual tiene una forma parecida una férula. Esta pieza incluye todos los canales, soportes y ranuras necesarias para unir todos los componentes externos para el funcionamiento de toda la estructura ([Figura 68](#)).



Figura 68: Estructura de la parte palmar elaborado con filamento TPU

Observando la estructura de la parte palmar por la parte de la palma de la mano, en la parte inferior del lado derecho existe unos orificios similares a una bisagra. En esa parte se coloca un tirante elaborado de filamento TPU y, junto con este tirante, se ensambla un gancho de PLA+ en la parte contraria del tirante ([Figura 69](#)). Estos componentes tienen la función de enganchar y ajustar el exoesqueleto a alguna de las 3 tiras que se encuentran del otro lado de la ranura en caso de que quede holgado y no se genere suficiente estabilidad al momento de ser colocado.

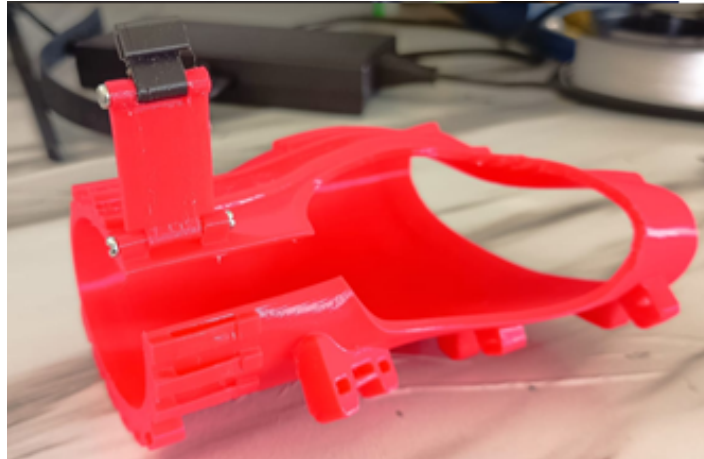


Figura 69: Tirante y gancho de ajuste

En la parte inferior de la estructura de la parte palmar se tienen los orificios de entrada de los canales donde van a pasar los sensores, pero también tiene otros agujeros, los cuales son para poder colocar un acople que permite unir los tubos de teflón de los servomotores a esta misma estructura. Para colocar el acople se utilizan tornillos de 2mm de grosor. Una vez colocado el acople, se colocan los tres conectores neumáticos Pc4-M6, permitiendo la colocación de los tubos de teflón y el paso de los sensores a los anillos encargados de dar movimiento a los dedos ([Figura 70](#)).



Figura 70: Acople con los conectores neumáticos Pc4-M6

Para el caso de los anillos pertenecientes a las falanges medias de los dedos índice y anular

y el anillo del dedo pulgar se pegan los sensores de fuerza justo en las 2 prominencias que tienen en la parte frontal (Figura 71). Los sensores de fuerza utilizados en este caso son sensores de presión de tipo resistencia RP-C de película delgada flexible cuya resistencia disminuye junto con los aumentos de presión. El tamaño de estos sensores es de 10mm de circunferencia en la parte superior y aproximadamente 19mm de largo, lo suficiente para que las terminales de conexión queden expuestas y sean capaces de soldarse más adelante. Además, estas resistencias pueden detectar fuerzas a partir de los 20 gramos a los 2 kilogramos de peso.



Figura 71: Sensores de fuerza pegados al anillo perteneciente a la falange media

Una vez que todos los sensores están pegados a los anillos de las falanges medias de los dedos índice y anular y el anillo del dedo pulgar, se proceden a soldar cada uno de estos a un cable dúplex calibre 22 AWG de aproximadamente 150cm de longitud, añadiendo también un tramo de thermofit para proteger la zona previamente soldada. Se procura pasar los cables por la ranura que tienen a lado cada uno de estos anillos (Figura 72). Estos cables van dirigidos a la placa fenólica perforada, en donde se obtendrá la señal que manda cada uno de estos sensores para la detección de fuerza.



Figura 72: Soldado de cables dúplex con los sensores de fuerza

Cuando todos los sensores de fuerza estén soldados a los cables dúplex, se proceden a atornillar los anillos de las falanges medias con los anillos de las falanges proximales, tanto de los anillos que incluyen sensores de fuerza como los que no tienen. Los cables dúplex tienen que pasarse también por las ranuras de los anillos de las falanges proximales para el caso de los anillos anular e índice ([Figura 73](#)). La función de estas ranuras es sostener los cables y evitar que estén dispersos al momento de realizar algún tipo de movimiento. Los tornillos a utilizar para ensamblar los anillos son de dos milímetros de ancho.

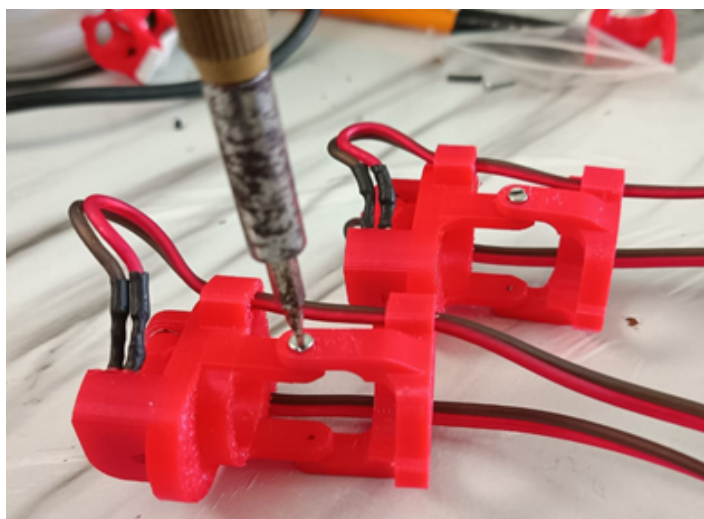


Figura 73: Ensamblado de los anillos de las falanges proximales y medias

Después de que todos los anillos se hayan ensamblado correctamente con su par correspondiente, se les agrega el elástico para ropa de 11mm de ancho, el cual tiene que pasar por ambas ranuras de la parte superior de cada par de anillos. Posteriormente, se cose el elástico consigo mismo en el anillo para la falange media (Figura 74) y se corta el excedente. La decisión de utilizar este material como si se tratara de un resorte que retrae los dedos a su posición de origen es debido a que, por sus propiedades elásticas, tiene una gran capacidad de estirarse y al mismo tiempo no generar una gran presión sobre los dedos al momento de flexionarse, ya que una retracción con mayor fuerza ejercida sobre los anillos podría causar dolor e incluso el corte de la circulación para los dedos.



Figura 74: Anillos de las falanges del dedo índice con elástico para ropa

Para poder colocar el otro extremo del elástico, es necesario portar en la mano del usuario tanto la estructura de la parte palmar como los anillos que tienen el elástico cosido, ya que, es indispensable medir la cantidad de material a utilizar para un correcto funcionamiento. Teniendo puesto los componentes sobre la mano, se deja el elástico ligeramente tenso y se corta la cantidad de material necesaria para ser cosido. El dejar el elástico un poco tenso garantiza que el dedo del usuario regresará a su posición de extensión sin la necesidad de ejercer una gran cantidad de fuerza (Figura 75).

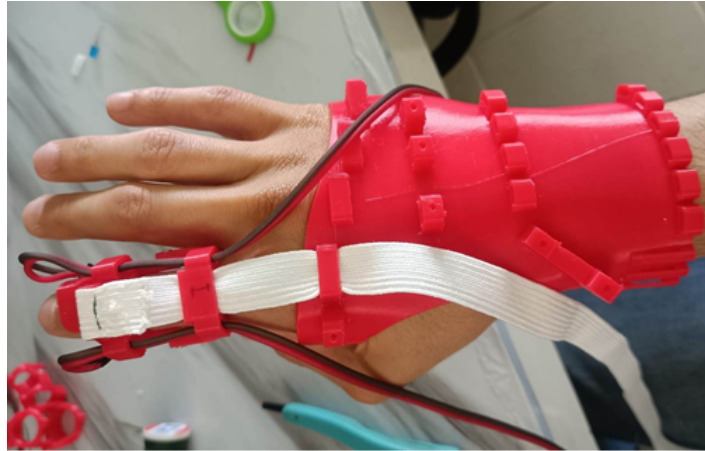


Figura 75: Toma de medidas del elástico de ropa

Cuando se tenga la medida correcta del elástico para el movimiento de extensión del dedo, se corta y se cose sobre la ranura de la estructura de la parte palmar que le corresponde (para este caso, el dedo índice) y se corta el excedente ([Figura 76](#)).



Figura 76: Elástico de ropa cosido por ambos extremos en el exoesqueleto

Teniendo los anillos que dan movimiento a las falanges media y proximal (en este caso, para el dedo índice) sujetos con el elástico para ropa en la estructura palmar, se introducen los cables conectados a los sensores de fuerza en los canales que se encuentran en la parte del dorso de la estructura de la parte palmar ([Figura 77](#)) desde el inicio al final de la estructura, logrando de esta manera que los cables estén sueltos fuera de su correspondiente lugar.



Figura 77: Cables introducidos en la parte dorsal de la estructura palmar

Se repite este mismo procedimiento con el resto de los anillos en los dedos y falanges que les pertenecen. Para los anillos de los dedos anular y pulgar es necesario pasar los cables por sus correspondientes canales de la parte dorsal de la estructura palmar. Para el caso de los anillos correspondientes a los dedos medio y meñique basta con tomar medidas de los elásticos y coserlos en sus respectivas posiciones ([Figura 78](#)).

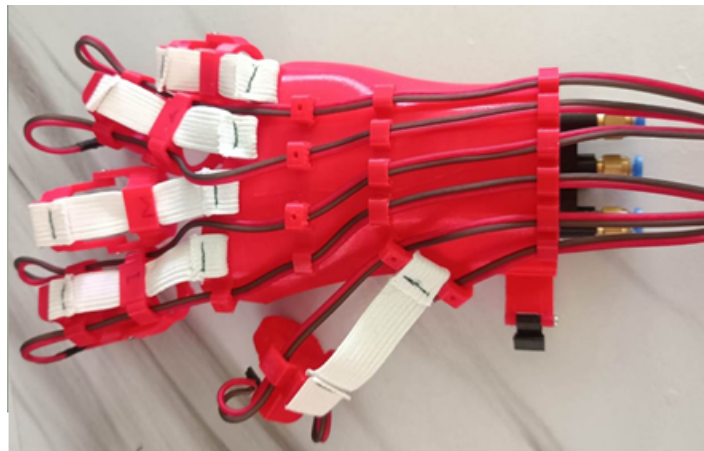


Figura 78: Anillos de las falanges montados en la estructura palmar

Como último paso para terminar de montar la parte del exoesqueleto correspondiente a la zona de la mano, se deja un poco de cable sobresaliente entre cada uno de los anillos proximales y el primer canal de la parte superior de la estructura palmar (la parte que está aproximadamente entre los nudillos) con el objetivo de que a la hora de realizar un movimiento de flexión existe cierta cantidad de cable capaz de extenderse a lo largo de los dedos flexionados, evitando que

se jale todo el cable desde la placa de conexión. Finalmente, se atornillan los cables en los canales que tienen orificio en la parte superior, evitando así que se deslicen todos los cables al momento de realizar algún movimiento ([Figura 79](#)).

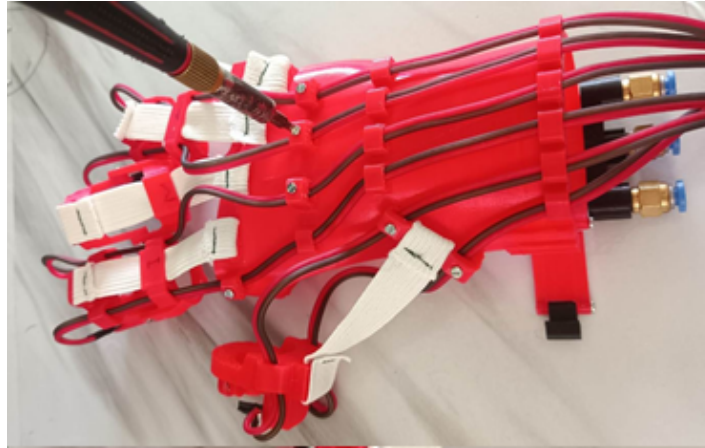


Figura 79: Atornillado de los cables para evitar que se muevan de su lugar

4.3.3 Ensamblado del enclosure de los componentes electrónicos

Como primer paso antes de colocar todas las partes electrónicas dentro de la carcasa que almacenará todos estos, es necesario soldar algunos componentes para su correcto funcionamiento y, a lo largo del armado, se irán soldando más partes. Los primeros componentes electrónicos en soldarse son todas las piezas pertenecientes a la placa de cobre que en donde se encuentran los cables de transición de señal de los sensores de fuerza. Siguiendo el diagrama de conexión que se mostró en la [Sección 4.2](#), se ordenan las resistencias y cables en los orificios de la placa fenólica para posteriormente ser soldados. Además de esto, se agregan unos cuantos cables de tierra, 1 cable para la alimentación de 5 volts en, los cables de salida de voltaje de los 6 sensores de fuerza que van conectados al Arduino Uno y 1 cable para la alimentación de 6.5 volts en caso de que se ocupen más adelante ([Figura 80](#)).

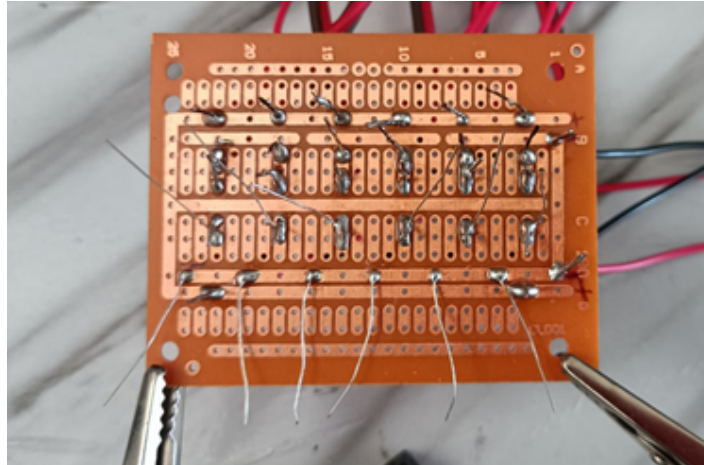


Figura 80: Soldado de componentes electrónicos en la placa perforada de cobre

Teniendo todos los componentes de la placa fenólica soldados, se guarda la placa para posteriormente agregarla a enclosure y soldar los componentes restantes. La vista superior de la placa queda de la siguiente manera (Figura 81).

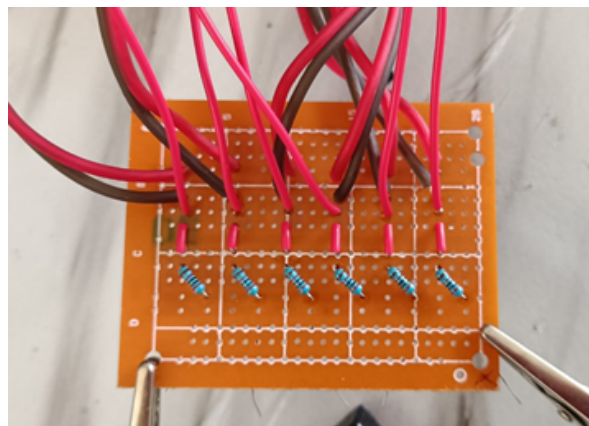


Figura 81: Vista superior de los componentes electrónicos de la placa

Los siguientes componentes en soldarse son los 3 módulos de fuente de alimentación reductor LM2596s DC-DC, de tal manera que los voltajes de entrada estén puenteados entre sí al igual que todos los pines de tierra, los únicos pines de que tienen un cable sin conectar (por el momento) son los voltajes de salida. Para ajustar cada uno de los módulos de alimentación reductor con su respectivo voltaje se conecta la batería y con ayuda de un desarmador y un multímetro (o voltímetro) se van ajustando de tal manera que los módulos tengan de salida 9

volts, 6.5 volts y 5 volts para alimentar los distintos componentes del sistema. Una vez que se tienen los módulos de alimentación reductos ajustados y soldados correctamente, se coloca en su respectiva base para poder ser ensamblado en el enclosure ([Figura 82](#)).

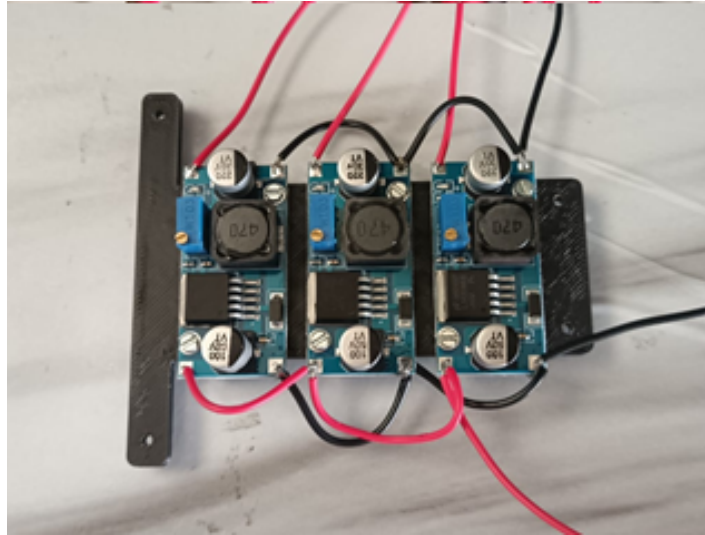


Figura 82: Módulos de fuente de alimentación reductor LM2596s soldados

En cuanto a la batería de 11.1 volts a 1300 mah, al no cuenta con orificios para ser ensamblado a su respectiva base, se le coloca una abrazadera de tal manera que quede fija a su base y no se mueva de su lugar, dejando libres los cables de carga y alimentación ([Figura 83](#)).

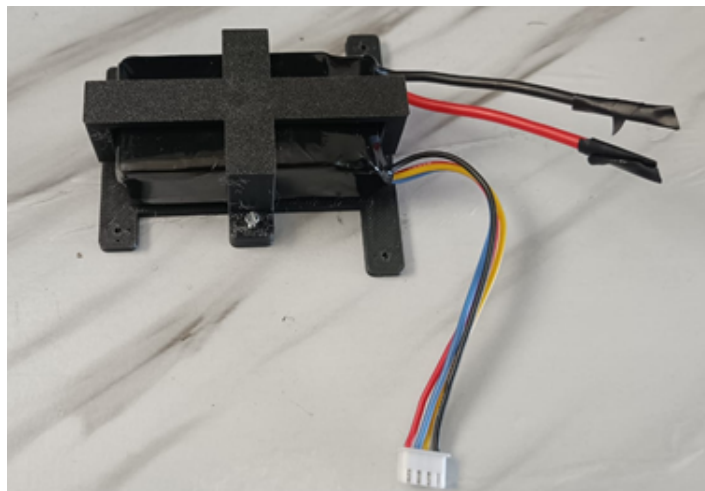


Figura 83: Batería de alimentación en su base

Para el caso del Arduino Uno, este se ensambla directamente en el enclosure al fondo de esta estructura utilizando tornillos de 2mm de grosor, de tal manera que el puerto USB quede apuntando al orificio rectangular que también se encuentra en la parte inferior del enclosure (Figura 84). El Arduino Uno debe de tener conectado el cable de alimentación Jack para posteriormente poder ser alimentado con los 9 volts provenientes del módulo de alimentación reductor LM2596s.

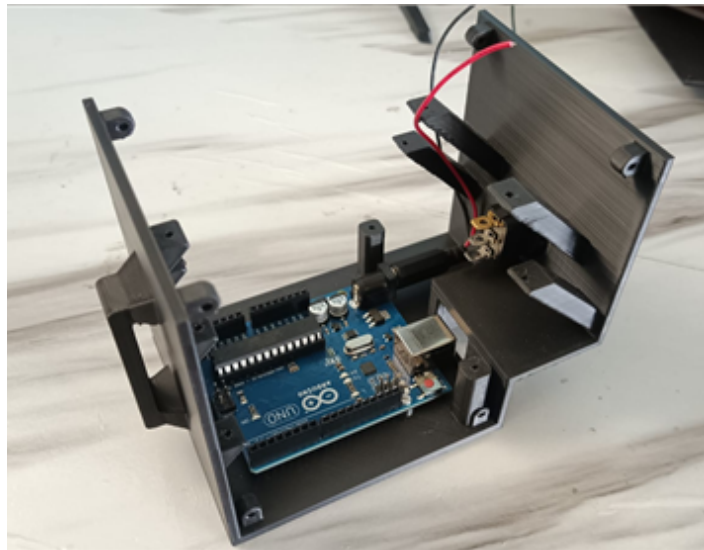


Figura 84: Arduino Uno ensamblado al fondo del enclosure

El siguiente componente en ensamblarse es la batería de alimentación, procurando que los cables de alimentación estén apuntando en dirección al orificio en donde se coloca el botón de encendido y apagado (Figura 85). La base de la batería se ensambla con tornillos de 2mm de grosor.

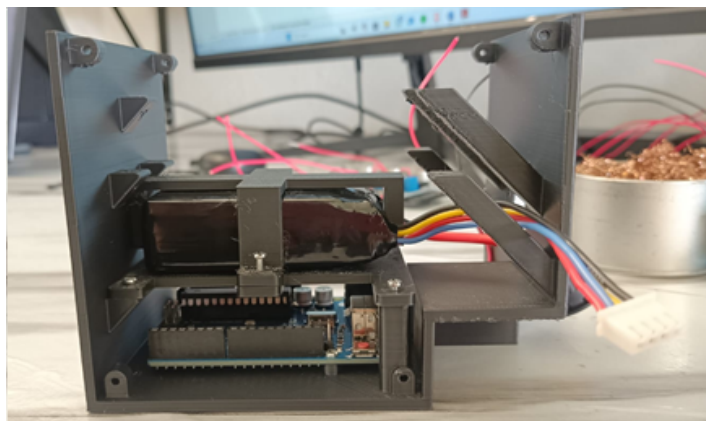


Figura 85: Batería ensamblada en su correspondiente lugar

Con la batería colocada en su respectivo lugar, se procede a soldar el cable de alimentación positivo a una de las terminales del botón switch de balancín de 1 polo On/Off, de tal manera que el cable pase por el orificio donde se colocará el botón ([Figura 86](#)).



Figura 86: Cable de alimentación positivo de batería soldada a una terminal del botón de encendido

Posteriormente, se ensamblan los 3 módulos de fuente de alimentación reductor LM2596s DC-DC con su base al enclosure en su correspondiente lugar, procurando que el cable de entrada de alimentación (V_{in}) de los módulos se encuentre orientados al lado donde se encuentra el orificio de la entrada de datos USB del Arduino Uno ([Figura 87](#)).

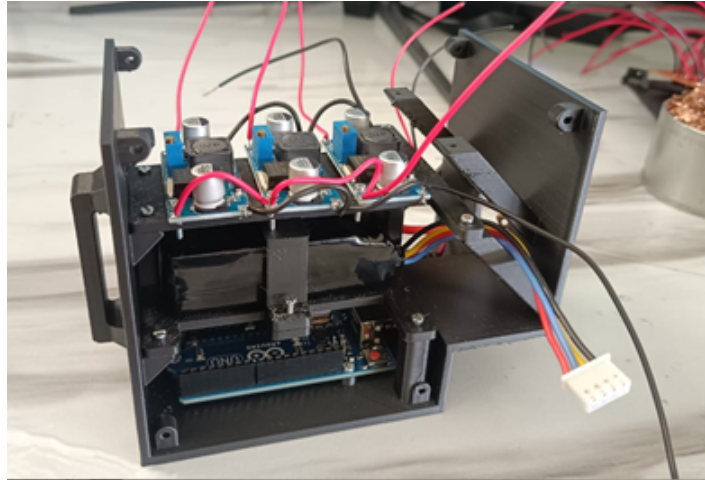


Figura 87: Módulos de alimentación reductor ensamblados en su lugar

Al igual que como se realizó con la batería, los módulos de alimentación reductor LM2596s deben ser soldados a la otra terminal del botón de prendido y apagado. El cable de voltaje de entrada (V_{in}) de los módulos debe de esatr conectada a la terminal que permita el paso de corriente del botón, evitando conectarlo a la terminal que prende el led del mismo botón (Figura 88).

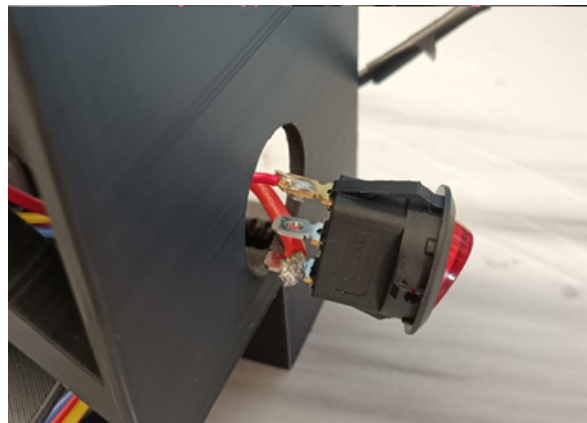


Figura 88: Módulos de alimentación conectados al botón de encendido y apagado

Teniendo los módulos de alimentación ensamblados dentro del enclosure, se proceden a soldar el resto de cables y componentes a la placa fenólica perforada. El módulo de alimentación LM2596s que proporciona de 9 volts de salida va conectado a la entrada Jack que se encuentra conectada al Arduino Uno. El módulo de alimentación LM2596s que proporciona de 6.5 volts

de salida va conectado al canal de alimentación de 6.5 volts de la placa fenólica y, por lo tanto, las entradas de alimentación de los servomotores van soldados al mismo canal de alimentación. El módulo de alimentación LM2596s que proporciona de 5 volts de salida va conectado al canal de alimentación de 5 volts de la placa fenólica en donde se encuentran conectados los sensores de fuerza. El resto de cables de tierra se conectan entre sí en la placa fenólica, de esta manera el sistema electrónico tiene mismo punto de referencia para ser alimentados por la batería ([Figura 89](#)).

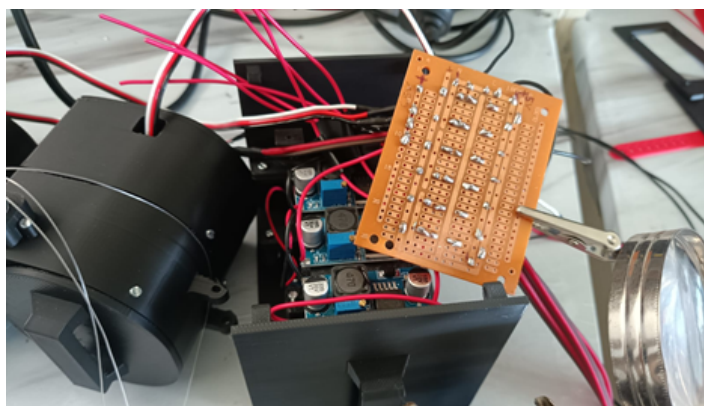


Figura 89: Módulos de alimentación y cables de los componentes soldados en la placa fenólica

Al no tener más cables y/o componentes que se conecten a la placa fenólica perforada, se procede a colocar su respectiva base y ensamblarse en el enclosure en su lugar correspondiente. Además, de ser necesario, se marcan los cables pertenecientes a los sensores de fuerza para posteriormente ser conectados en el Arduino Uno ([Figura 90](#)).

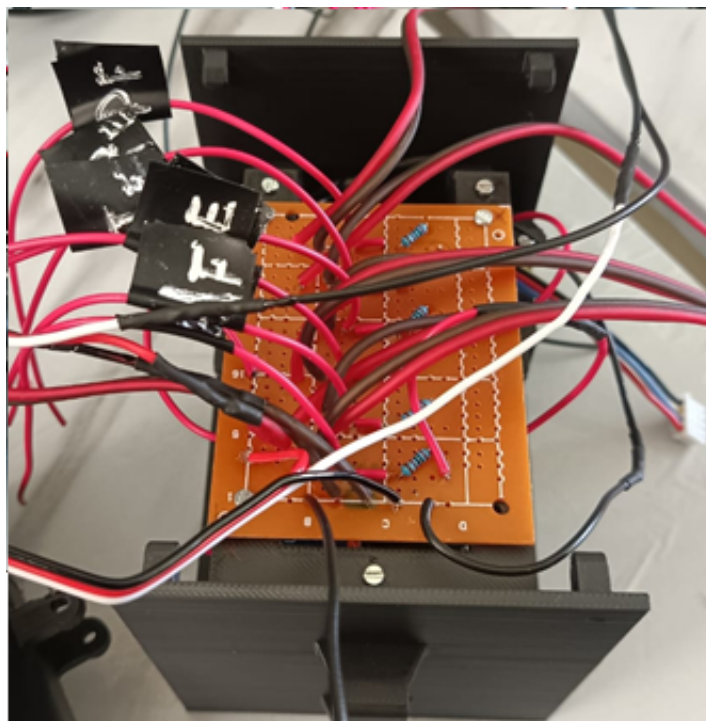


Figura 90: Placa fenólica perforada ensamblada en el enclosure

Para terminar todas las conexiones del sistema electrónico, los cables de salida de los sensores de fuerza salientes de la placa fenólica se conectan a los pines de entrada analógica del Arduino Uno en su correspondiente lugar ([Figura 91](#)):

- Sensor pulgar flexión: Pin A0.
- Sensor pulgar extensión: Pin A1.
- Sensor índice flexión: Pin A2.
- Sensor índice extensión: Pin A3.
- Sensor anular flexión: Pin A4.
- Sensor anular extensión: Pin A5.

Los siguientes cables en conectarse son los de señal de los servomotores, los cuales deben de ser conectados en los pines de salida PWM del Arduino Uno:

- Servomotor dedo pulgar: Salida PWM 6.
- Servomotor dedo índice: Salida PWM 5.
- Servomotor dedo anular: Salida PWM 3.

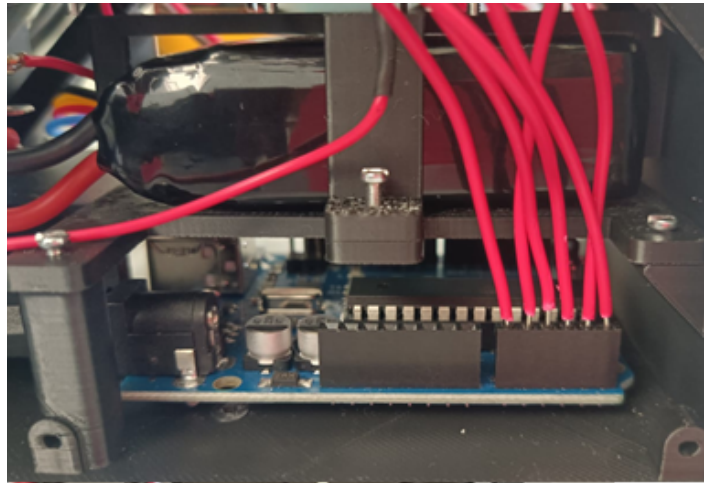


Figura 91: Cables de salida de los sensores de fuerza conectados el Arduino Uno

Cuando todos los cables de entrada analógica de los sensores de fuerza y los cables de salida PWM de los servomotores estén conectados, se colocan las tapas laterales del enclosure, utilizando tornillos de 2mm de grosor para su ensamblado. De la tapa derecha se saca el cable de carga de la batería, mientras que la tapa izquierda se une con la bisagra de las carcasas de los servomotores ([Figura 92](#)).

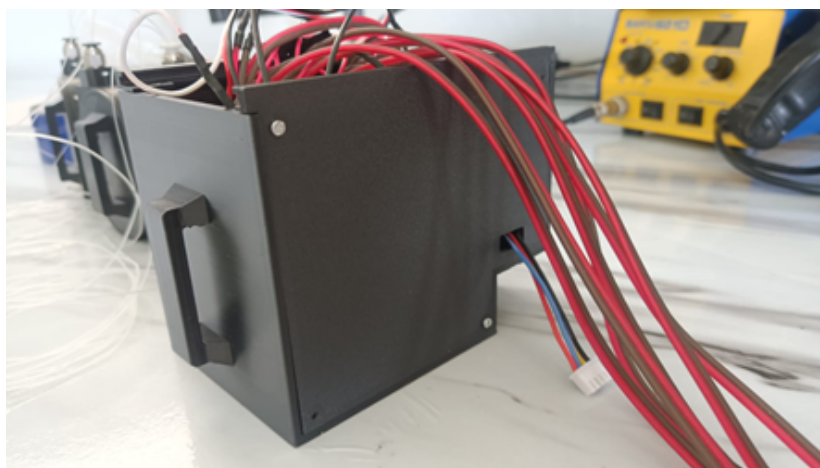


Figura 92: Tapas laterales colocadas

Para terminar de armar el enclosure que contiene toda la electrónica del sistema, se colocan las dos tapas deslizables por la parte superior de la estructura y se fijan tanto con las tapas laterales como entre sí con tornillos de 2mm de grosor (Figura 93). La finalidad de utilizar dos tapas en lugar de una es debido a que los cables salientes de la estructura hacen complicado el uso de una sola tapa, ya que tienden a salir de la parte central superior del enclosure.



Figura 93: Tapas deslizables con sello de TPU

4.3.4 Unión de todas las partes del exoesqueleto

Para unir todas las partes que conforman el exoesqueleto, se cortan los tubos de PTFE (que usualmente se utilizan en impresoras 3D) con una longitud aproximada de 1 metro cada uno y se colocan sobre los conectores neumáticos Pc4-M10 que se encuentran sobre las carcasas de los servomotores, procurando sacar los hilos de nylon de cada uno de ellos (Figura 94).



Figura 94: Tubos de PTFE puestos en los conectores Pc4-M10

El otro lado de los tubos de PTFE se colocan en los conectores neumáticos Pc4-M6 de tal manera que se pasen primero los hilos de nylon a través de los canales de la estructura palmar y los canales de los anillos de las falanges hasta que hayan pasado por completo, evitando dejar algún tipo de holgura dentro de los tubos y canales ([Figura 95](#)).



Figura 95: Tubos de PTFE colocados en los conectores neumáticos Pc4-M6

Cuando todos los hilos de nylon se hayan pasado por los anillos de cada una de las falanges, estos mismo se tensionan ligeramente y se amarran en su correspondiente anillo de la falange media ([Figura 96](#)) (anillo proximal para el caso del pulgar) y posteriormente se pegan los nudos realizados para garantizar que no se desprendan en algún movimiento brusco.



Figura 96: Amarrado de los sensores en los anillos de las falanges medias

Finalmente, cuando todos los hilos de nylon se hayan amarrado y secado de después de ser pegados, se corta el excedente de hilo y el exoesqueleto estará listo para ser probado (Figura 97).



Figura 97: Hilos del exoesqueleto amarrados en su lugar

Unos componentes extras que se agregan a las carcasas de los servomotores y de los com-

ponentes electrónicos son unos sellos de TPU para cubrir los orificios de donde salen los cables ([Figura 98](#)), añadiendo soporte extra a los mismos cables y evitando que entren objetos externos por medio de estas aberturas.

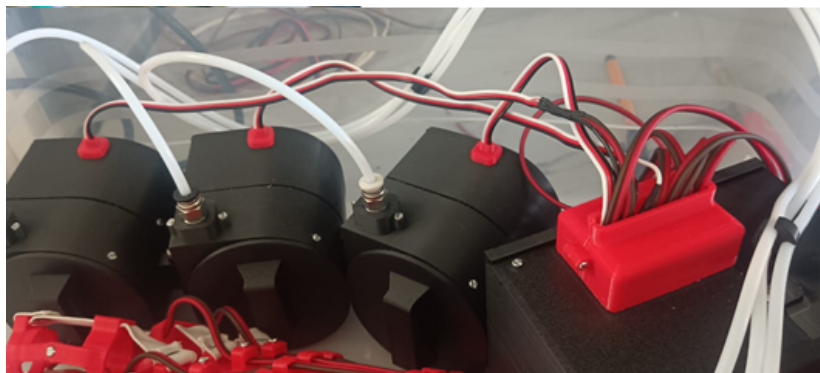


Figura 98: Sellos de TPU puestos en las carcasas

4.4 Programación y base de datos

El primer programa en cargarse al exoesqueleto es con el fin de probar que todos los sensores de fuerza funcionen correctamente y, en caso de que no, se busca la causante del problema y se corrige para que nuevamente se utilice el mismo programa y verificar que esté llegando señal al Arduino Uno. El programa fue realizado en el IDLE de Arduino y consiste en simplemente en mandar datos por medio del monitor serial a las entradas analógicas de Arduino Uno y verificar que los sensores de fuerza envíen una señal dentro del rango de 0 a 1023 bits (0 volts a 5 volts), dependiendo de la fuerza aplicada ([Figura 99](#)). Entre más fuerza aplicada, mayor el número de bits mostrados en el monitor serial para cada entrada analógica. Cada 100 milisegundos se va actualizando el monitor serial y se mostrará tanto el nombre de los dedos como la fuerza aplicada sobre su correspondiente sensor (código completo: [Programa 5.1](#)).

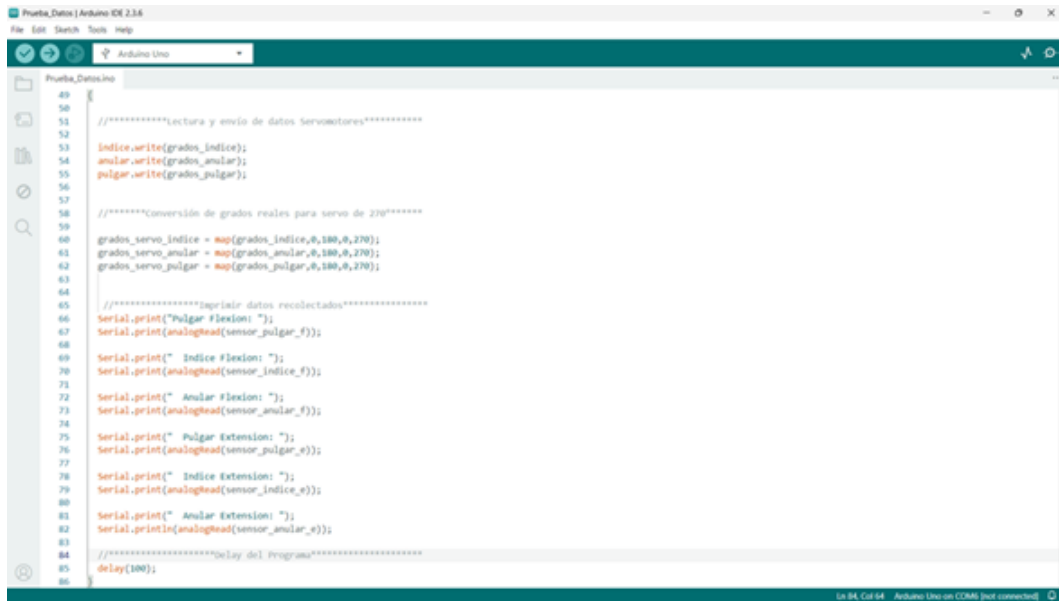


Figura 99: Fragmento del código utilizado para la detección de señal de los sensores de fuerza

Cuando todos los sensores funcionen correctamente, se puede realizar la recolección de datos de las distintas posiciones y fuerzas de la mano: mano abierta reposo, mano cerrada reposo, flexión fuerza suave, flexión fuerza media, flexión fuerza fuerte, extensión fuerza suave, extensión fuerza media y extensión fuerza fuerte. Para recolectar la señal recibida de los sensores de fuerza y poder almacenarlas en un archivo de Excel, se utilizó el programa de PLX-DAQ versión 2.0, el cual es una herramienta complementaria de adquisición de datos de microcontroladores para Microsoft Excel (Figura 100). Cualquier microcontrolador conectado a cualquier sensor y al puerto serie de una PC puede enviar datos a Excel. La manera de utilizarlo es, como primer paso, tener cargado el programa de Arduino a utilizar; una vez abierto la hoja de Excel con el PLX-DAQ, se selecciona el puerto COM al que está conectado el Arduino Uno, se selecciona la velocidad de baudios que tiene el programa y se conecta. Finalmente, es importante no utilizar el puerto Serial del IDLE de Arduino o no será posible mandar datos al archivo de Excel.

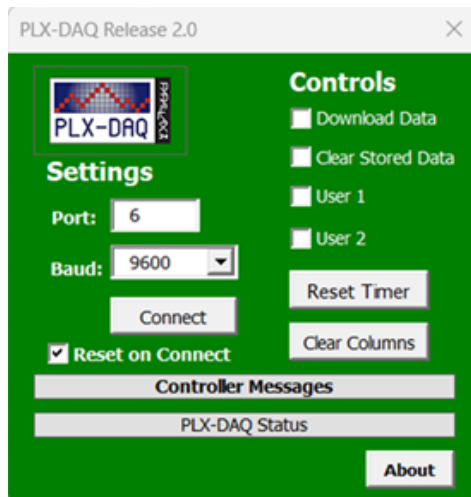


Figura 100: PLX-DAQ versión 2.0

El primer programa utilizado posterior a la detección y correcto funcionamiento de los sensores de fuerza, es para la recolección de datos cuando la mano esté abierta en estado de reposo (mano abierta reposo), el cual, aunque no se estén presionando los sensores de manera intencional, se mandan datos debido a la posición natural de la mano el cual activa los sensores que se utilizan para flexión ([Figura 101](#)). El programa iniciará un conteo de 1 segundo y cuando termine de contar, empezará a mandar datos a través del monitor serial ([Figura 102](#)), enviando 10 datos cada 100 milisegundos durante 1 segundo. Por lo tanto, empezando desde 0, se mandan y se registran 11 datos cada que se conecta el Arduino Uno al PLX-DAQ (código completo: [Programa 5.2](#)).

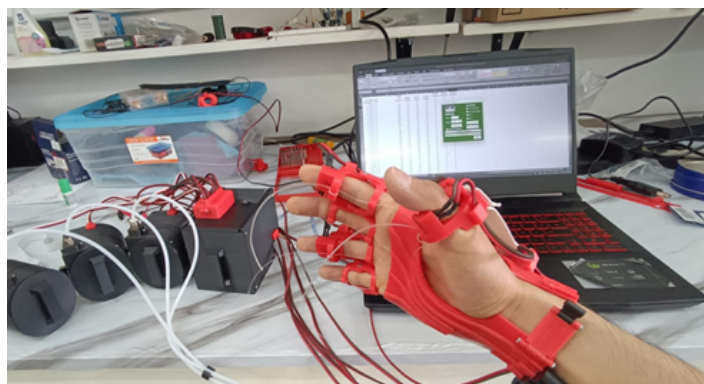


Figura 101: Recolección de datos cuando la mano está abierta en estado de reposo

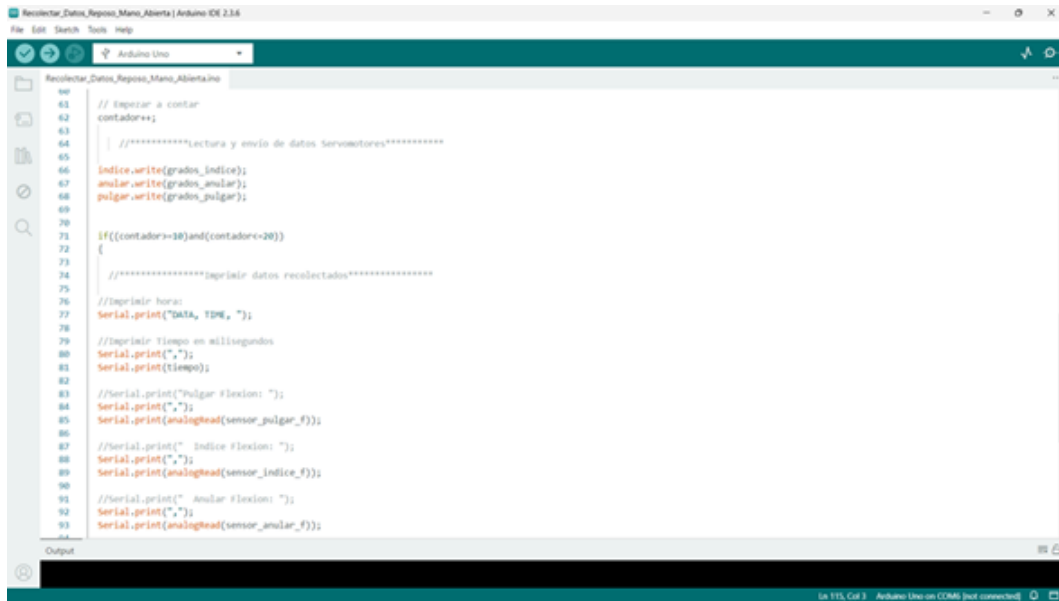


Figura 102: Fragmento del código utilizado para la recolección de datos cuando la mano está abierta en estado de reposo

En total se registraron 308 datos por cada sensor, repitiendo la prueba un total de 28 veces en diferentes posiciones de la mano y, por ende, el exoesqueleto (tabla con algunas muestras: [Tabla 7](#)) ([Figura 103](#)). Una cosa que es importante notar a la hora de recolectar los datos para este caso de la mano abierta en estado de reposo, es la activación del sensor de extensión del dedo pulgar, por ende, se debe considerar posteriormente al momento de realizar el programa que dará vida el funcionamiento del exoesqueleto.

Tabla 7: Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos cuando la mano está abierta en estado de reposo

Número de muestra	Pulgar Flexión	Índice Flexión	Anular Flexión	Pulgar Extensión	Índice Extensión	Anular Extensión
Muestra 1	17	118	90	104	5	2
Muestra 2	155	174	199	70	0	3
Muestra 3	146	91	91	71	0	0
Muestra 4	149	89	93	76	0	0
Muestra 5	151	142	145	88	0	0
Muestra 6	150	91	95	67	0	2
Muestra 7	17	124	96	64	0	0
Muestra 8	0	164	207	95	0	0
Muestra 9	20	159	156	111	0	0
Muestra 10	161	133	184	86	0	0
Muestra 11	8	116	130	84	0	0
Muestra 12	173	161	192	82	0	0
Muestra 13	19	117	91	107	0	0
Muestra 14	0	98	95	98	0	0
Muestra 15	0	148	195	89	0	0
Muestra 16	20	121	92	102	0	0
Muestra 17	153	174	195	72	1	0
Muestra 18	174	158	196	80	0	2
Muestra 19	175	158	191	85	0	0
Muestra 20	0	190	202	95	0	0

The screenshot shows an Excel spreadsheet with the following data (approximate values from the visible rows):

Row	Time	Col C	Col D	Col E	Col F	Col G	Col H	Col I
274	04:49:45 p.m.	800	155	134	73	116	1	0
275	04:49:45 p.m.	900	156	136	70	115	0	0
276	04:49:46 p.m.	1000	156	135	70	116	0	0
277	04:49:52 p.m.	0	0	145	195	92	0	0
278	04:49:53 p.m.	100	0	147	200	94	0	0
279	04:49:53 p.m.	200	0	148	193	93	0	0
280	04:49:53 p.m.	300	0	152	193	94	0	0
281	04:49:53 p.m.	400	0	148	190	92	1	0
282	04:49:53 p.m.	500	1	150	192	90	0	0
283	04:49:53 p.m.	600	0	147	193	90	0	0
284	04:49:53 p.m.	700	4	146	195	90	0	0
285	04:49:53 p.m.	800	0	146	195	88	0	0
286	04:49:53 p.m.	900	0	148	195	89	0	0
287	04:49:54 p.m.	1000	0	148	197	86	0	1
288	04:50:01 p.m.	0	13	117	91	102	0	0
289	04:50:01 p.m.	100	14	118	90	106	0	0
290	04:50:02 p.m.	200	17	118	90	104	5	2
291	04:50:02 p.m.	300	20	121	92	102	0	0
292	04:50:02 p.m.	400	20	118	94	103	3	0
293	04:50:02 p.m.	500	19	119	94	107	0	0
294	04:50:02 p.m.	600	19	117	91	104	0	0
295	04:50:02 p.m.	700	22	119	92	103	0	0
296	04:50:02 p.m.	800	19	117	91	107	0	0
297	04:50:02 p.m.	900	22	119	94	102	0	0
298	04:50:02 p.m.	1000	21	118	94	105	1	0
299	04:50:13 p.m.	0	0	99	100	99	1	0
300	04:50:13 p.m.	100	1	99	101	99	0	0
301	04:50:13 p.m.	200	0	98	102	100	1	0
302	04:50:13 p.m.	300	1	102	99	99	0	0
303	04:50:13 p.m.	400	1	103	101	98	0	0
304	04:50:13 p.m.	500	0	99	101	100	0	0
305	04:50:13 p.m.	600	0	100	96	105	0	0
306	04:50:13 p.m.	700	0	100	94	103	0	0
307	04:50:13 p.m.	800	0	98	95	98	0	0
308	04:50:14 p.m.	900	0	98	97	100	0	0

Figura 103: Fragmento de la base datos cuando la mano está abierta en estado de reposo

Se repite este mismo procedimiento, pero ahora con el fin de recolectar datos cuando la mano está cerrada en estado de reposo (mano cerrada reposo) (Figura 104). Lo que cambia ahora en el código de Arduino (código completo: [Programa 5.3](#)) es que los exoesqueletos estarán activados a diferentes grados para que las falanges de las manos opten por una posición de flexión (Figura 105). A través de distintas pruebas físicas, los grados en el programa de Arduino por los que se optaron para utilizar son:

- Servomotor dedo índice: 130 grados.
- Servomotor dedo anular: 130 grados.
- Servomotor dedo pulgar: 110 grados.

Pero como los servomotores van de 0° a 270° , con ayuda de la función map de Arduino, los grados reales a los que se mueven los servomotores son:

- Servomotor dedo índice: 195 grados.
- Servomotor dedo anular: 195 grados.
- Servomotor dedo pulgar: 165 grados.



Figura 104: Recolección de datos cuando la mano está cerrada en estado de reposo

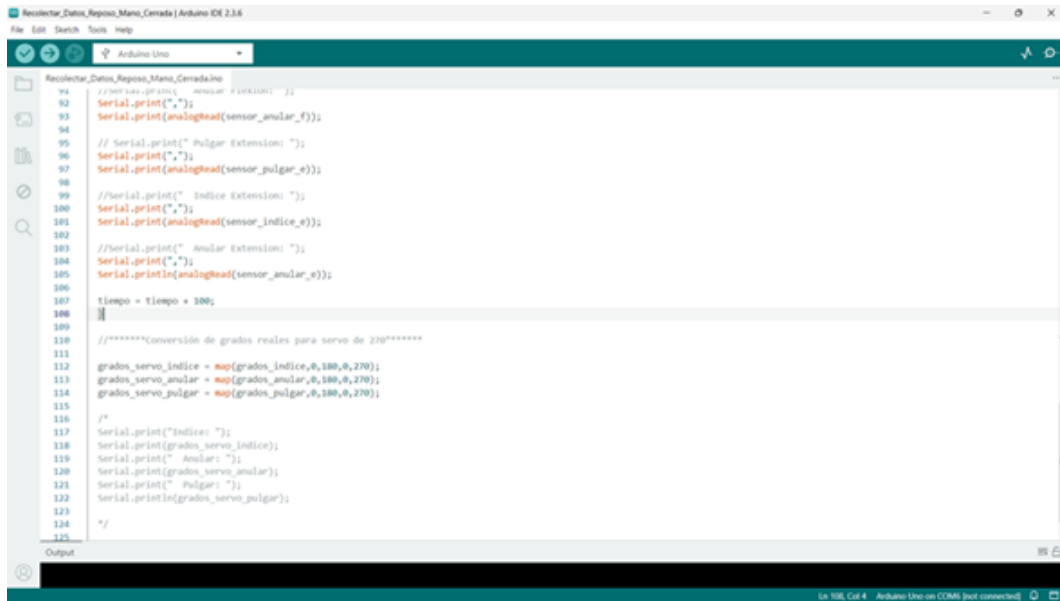


Figura 105: Fragmento del código utilizado para la recolección de datos cuando la mano está cerrada en estado de reposo

Al igual que en el caso anterior, en total se registraron 308 datos por cada sensor, repitiendo la prueba un total de 28 veces en diferentes posiciones de la mano y, por ende, el exoesqueleto (tabla con algunas muestras: [Tabla 8](#)). Para este caso, aunque parezca que los sensores están la mayor parte del tiempo en ceros, en realidad todavía se genera ruido por el movimiento natural de la mano y, en ocasiones, dependiendo de la posición de la mano se activa el sensor de “anular extensión”.

Tabla 8: Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos cuando la mano está cerrada en estado de reposo

Número de muestra	Pulgar Flexión	Índice Flexión	Anular Flexión	Pulgar Extensión	Índice Extensión	Anular Extensión
Muestra 1	0	0	0	0	0	2
Muestra 2	3	0	0	0	0	0
Muestra 3	0	3	0	0	0	86
Muestra 4	1	0	0	0	0	94
Muestra 5	3	1	1	6	3	0
Muestra 6	2	0	0	1	0	0
Muestra 7	1	3	2	0	0	79
Muestra 8	3	0	0	0	0	0
Muestra 9	0	0	0	0	0	5
Muestra 10	3	0	0	0	0	1
Muestra 11	3	3	1	1	0	140
Muestra 12	3	1	1	0	0	84
Muestra 13	2	2	0	1	0	86
Muestra 14	0	0	0	0	2	3
Muestra 15	0	0	0	0	0	83
Muestra 16	2	0	0	0	0	3
Muestra 17	3	1	2	0	0	94
Muestra 18	3	0	1	0	0	80
Muestra 19	2	0	0	1	0	92
Muestra 20	2	2	1	0	0	89

El siguiente paso es capturar los valores de los sensores de fuerza cada vez que se apliquen distintos tipos de fuerza en distintas posiciones que el usuario podría llegar a realizar en algún momento. Por lo tanto, se registran los datos de flexión para los rangos de fuerza débil, media y fuerte. El código de Arduino (código completo: [Programa 5.4](#)) que se utiliza para la flexión en los distintos rangos de fuerza tiene la peculiaridad de cuenta con un contador que empieza a contar cuando se aplica cierta cantidad de fuerza después de un segundo y, posterior a que se supera el umbral de fuerza y pasa 1 segundo cuando se aplica fuerza constante, el programa empieza a capturar las distintas señales de los sensores de fuerza dentro de un rango de un segundo ([Figura 106](#)). Después de ese segundo de captura de datos, se deja de enviar información por el puerto serial y es necesario reiniciar el programa para volver a capturar los datos.

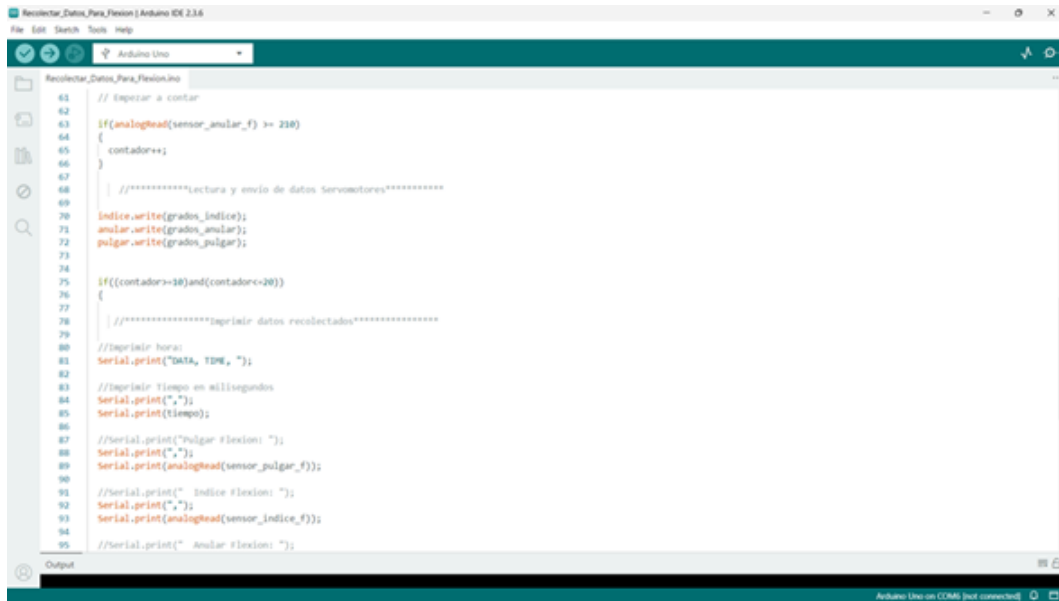


Figura 106: Fragmento del código utilizado para la recolección de datos de los movimientos de flexión de los dedos en los distintos rangos de fuerza establecidos

Igualmente, como se ha hecho en los casos anteriores, en total se registraron 308 datos por cada sensor, repitiendo la prueba un total de 28 veces en diferentes posiciones de la mano en las que el usuario podría posicionar el exoesqueleto en la vida cotidiana. Implementando el mismo programa, se registraron los datos de los sensores de fuerza para los rangos de fuerza establecidos: fuerza débil (tabla con algunas muestras de flexión con fuerza débil: [Tabla 27](#)), fuerza media (tabla con algunas muestras de flexión con fuerza media: [Tabla 28](#)) y fuerza fuerte (tabla con algunas muestras de flexión con fuerza fuerte: [Tabla 29](#)).

Tabla 9: Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos de flexión de los dedos con fuerza débil

Número de muestra	Pulgar Flexión	Índice Flexión	Anular Flexión	Pulgar Extensión	Índice Extensión	Anular Extensión
Muestra 1	112	195	304	13	0	0
Muestra 2	170	174	337	52	0	0
Muestra 3	117	216	322	46	0	0
Muestra 4	119	208	331	46	0	0
Muestra 5	143	175	341	57	0	0
Muestra 6	111	185	329	47	0	0
Muestra 7	165	168	316	46	0	0
Muestra 8	164	168	326	45	0	0
Muestra 9	139	188	330	50	0	0
Muestra 10	141	197	336	47	0	0
Muestra 11	143	191	341	47	0	0
Muestra 12	137	183	328	43	0	0
Muestra 13	121	178	330	42	0	0
Muestra 14	113	204	328	48	0	0
Muestra 15	139	199	335	46	0	0
Muestra 16	158	175	340	47	0	0
Muestra 17	155	193	321	49	0	0
Muestra 18	142	190	329	48	0	0
Muestra 19	128	192	318	46	0	0
Muestra 20	138	196	333	48	0	0

Tabla 10: Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos de flexión de los dedos con fuerza media

Número de muestra	Pulgar Flexión	Índice Flexión	Anular Flexión	Pulgar Extensión	Índice Extensión	Anular Extensión
Muestra 1	230	299	418	41	0	0
Muestra 2	145	235	334	19	0	0
Muestra 3	157	257	408	25	0	0
Muestra 4	160	266	412	29	0	0
Muestra 5	178	267	385	20	0	0
Muestra 6	141	225	368	19	0	0
Muestra 7	166	243	369	22	0	0
Muestra 8	154	254	384	24	0	0
Muestra 9	158	263	402	25	0	0
Muestra 10	173	274	393	28	0	0
Muestra 11	180	266	379	30	0	0
Muestra 12	167	254	384	25	0	0
Muestra 13	169	247	380	25	0	0
Muestra 14	157	258	394	27	0	0
Muestra 15	150	262	401	24	0	0
Muestra 16	162	243	388	26	0	0
Muestra 17	171	259	393	26	0	0
Muestra 18	160	265	402	25	0	0
Muestra 19	155	252	377	23	0	0
Muestra 20	168	270	386	28	0	0

Tabla 11: Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos de flexión de los dedos con fuerza fuerte

Número de muestra	Pulgar Flexión	Índice Flexión	Anular Flexión	Pulgar Extensión	Índice Extensión	Anular Extensión
Muestra 1	327	308	409	99	0	0
Muestra 2	246	311	459	0	0	0
Muestra 3	269	271	432	0	0	0
Muestra 4	266	278	456	0	0	0
Muestra 5	87	264	451	0	0	0
Muestra 6	223	288	425	0	0	0
Muestra 7	244	283	438	0	0	0
Muestra 8	268	272	385	0	0	0
Muestra 9	228	293	372	0	0	0
Muestra 10	260	282	439	0	0	0
Muestra 11	276	292	377	0	0	0
Muestra 12	283	298	388	0	0	0
Muestra 13	240	277	373	0	0	0
Muestra 14	272	304	380	0	0	0
Muestra 15	263	289	375	0	0	0
Muestra 16	278	297	382	0	0	0
Muestra 17	251	284	449	0	0	0
Muestra 18	261	280	447	0	0	0
Muestra 19	236	276	454	0	0	0
Muestra 20	271	295	427	0	0	0

Una vez que se tiene los datos de los movimientos de flexión para los 3 rangos de fuerza establecidos, se procede a capturar los datos de los sensores de fuerza cuando se realizan movimientos de extensión, igualmente para los rangos de fuerza débil, media y fuerte. El código de Arduino (código completo: [Programa 5.5](#)) que se utiliza para la extensión de los dedos en los distintos rangos de fuerza es muy similar al código previamente visto ya que cuenta con un contador que da inicio cuando se aplica cierta cantidad de fuerza a uno de los sensores después de un segundo y, posterior a que se supera el umbral de fuerza y pasa 1 segundo cuando se aplica fuerza constante, el programa empieza a capturar las distintas señales de los sensores de fuerza dentro de un rango de un segundo (código completo: [Figura 107](#)). El cambio más importante es que ahora el exoesqueleto está flexionando los dedos para la recolección de señales. Después de ese segundo de captura de datos, se deja de enviar información por el puerto serial y es necesario reiniciar el programa para volver a capturar los

datos.

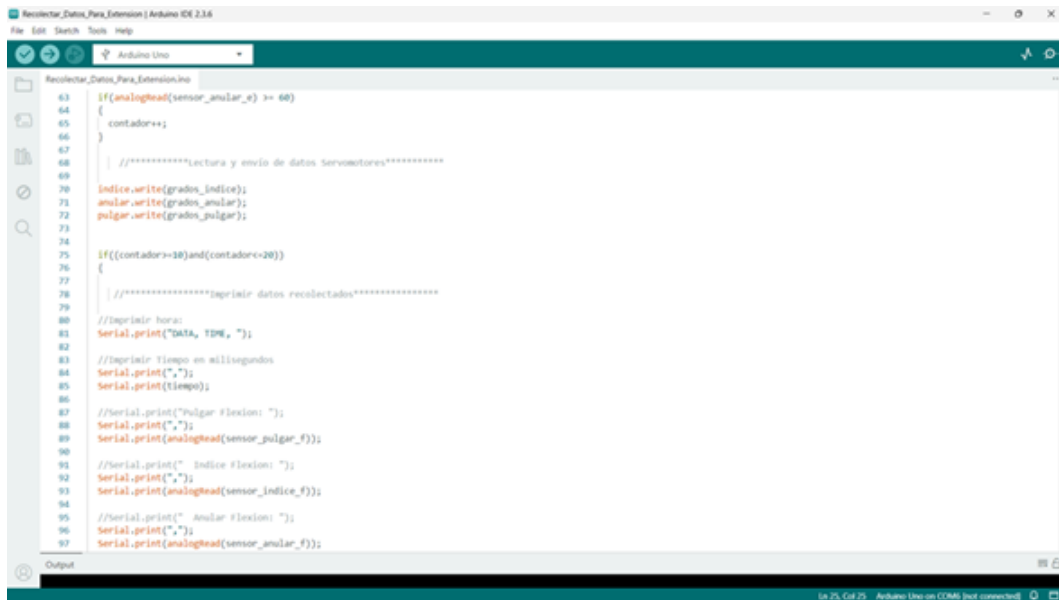


Figura 107: Fragmento del código utilizado para la recolección de datos de los movimientos de extensión de los dedos en los distintos rangos de fuerza establecidos

Se repite el mismo procedimiento para registrar cada nivel de fuerza aplicado, acumulando en total 308 datos por cada sensor, repitiendo la prueba un total de 28 veces en diferentes posiciones de la mano en las que el usuario podría posicionar el exoesqueleto en la vida cotidiana. Implementando el mismo programa, se registraron los datos de los sensores de fuerza para los rangos de fuerza establecidos: fuerza débil (tabla con algunas muestras de extensión con fuerza débil: [Tabla 30](#)), fuerza media (tabla con algunas muestras de extensión con fuerza media: [Tabla 31](#)) y fuerza fuerte (tabla con algunas muestras de extensión con fuerza fuerte: [Tabla 32](#)).

Tabla 12: Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos de extensión de los dedos con fuerza débil

Número de muestra	Pulgar Flexión	Índice Flexión	Anular Flexión	Pulgar Extensión	Índice Extensión	Anular Extensión
Muestra 1	5	4	1	338	95	532
Muestra 2	0	0	0	272	80	521
Muestra 3	0	2	3	211	118	553
Muestra 4	0	3	0	158	117	549
Muestra 5	0	0	0	229	51	528
Muestra 6	0	2	0	200	85	551
Muestra 7	0	1	1	180	104	547
Muestra 8	0	0	0	192	79	529
Muestra 9	0	0	0	226	96	541
Muestra 10	0	0	0	176	87	550
Muestra 11	1	1	0	164	110	543
Muestra 12	0	2	0	184	95	532
Muestra 13	0	0	0	179	91	547
Muestra 14	0	1	0	183	93	540
Muestra 15	0	0	0	192	84	546
Muestra 16	0	0	0	204	89	538
Muestra 17	0	2	1	175	90	550
Muestra 18	0	0	0	187	88	544
Muestra 19	0	1	0	198	96	541
Muestra 20	0	0	0	206	92	548

Tabla 13: Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos de extensión de los dedos con fuerza media

Número de muestra	Pulgar Flexión	Índice Flexión	Anular Flexión	Pulgar Extensión	Índice Extensión	Anular Extensión
Muestra 1	0	0	0	307	231	690
Muestra 2	0	0	0	381	187	649
Muestra 3	0	0	0	321	184	629
Muestra 4	1	0	0	316	177	631
Muestra 5	0	0	0	389	184	663
Muestra 6	0	0	0	372	178	640
Muestra 7	0	0	0	348	172	654
Muestra 8	0	0	0	352	180	659
Muestra 9	0	0	0	364	188	667
Muestra 10	0	0	0	359	192	661
Muestra 11	0	0	0	370	176	656
Muestra 12	0	0	0	381	183	648
Muestra 13	0	0	0	349	190	652
Muestra 14	0	0	0	366	179	658
Muestra 15	0	0	0	376	185	662
Muestra 16	0	0	0	360	186	646
Muestra 17	0	0	0	358	190	655
Muestra 18	0	0	0	371	183	660
Muestra 19	0	0	0	355	178	643
Muestra 20	0	0	0	368	189	659

Tabla 14: Muestras tomadas de manera aleatoria de la base de datos de extensión de los dedos con fuerza fuerte

Número de muestra	Pulgar Flexión	Índice Flexión	Anular Flexión	Pulgar Extensión	Índice Extensión	Anular Extensión
Muestra 1	0	0	0	546	391	714
Muestra 2	6	3	0	602	348	763
Muestra 3	0	0	0	571	411	759
Muestra 4	0	0	0	564	389	762
Muestra 5	4	0	0	555	313	750
Muestra 6	0	0	0	523	366	742
Muestra 7	0	0	0	548	378	751
Muestra 8	0	0	0	537	373	738
Muestra 9	0	0	0	552	367	749
Muestra 10	0	0	0	564	360	754
Muestra 11	0	0	0	573	382	759
Muestra 12	0	0	0	562	374	744
Muestra 13	0	0	0	558	381	748
Muestra 14	0	0	0	549	379	756
Muestra 15	0	0	0	555	368	741
Muestra 16	0	0	0	567	376	752
Muestra 17	0	0	0	563	372	745
Muestra 18	0	0	0	554	379	749
Muestra 19	0	0	0	569	382	758
Muestra 20	0	0	0	561	385	753

Con todos los datos recolectados para las posiciones de reposo, movimientos de flexión y movimientos de extensión para los distintos rangos de fuerza aplicadas, se pueden buscar los umbrales de activación para cambiar la velocidad de los servomotores encargados de realizar los movimientos de flexión y extensión de los dedos. Todos los datos acumulados se pasaron en un solo archivo de Excel en diferentes hojas ya que, con ayuda de programación en Python, específicamente una libreta de Jupyter, se cargan una por una las hojas de Excel para posteriormente promediar los datos obtenidos con antelación y poder encontrar el umbral adecuado para activar la velocidad a la que se moverá el servomotor dependiendo de la fuerza aplicada.

Primeramente, dentro del programa de Python (Código completo: [Programa 5.6](#)), se carga el archivo de Excel y se lee la primera hoja nombrada como "Mano Abierta Reposo" se promedian los valores recolectados de cada sensor de su respectivo dedo y movimiento

(Figura 108). Estos datos serán utilizados más adelante en los siguientes programas (tabla con los promedios: Tabla 15).

```
import pandas as pd

# Cargar el archivo Excel
file_path = "Base_Datos_Exo.xlsx"

# Leer la primera hoja (Mano Abierta Reposo)
df = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Mano Abierta Reposo")

# Seleccionar las columnas de los sensores (C a H + índice 2 a 7)
sensores = df.iloc[:, 2:8]

# Calcular el promedio de cada sensor
promedios = sensores.mean()

promedios
```

Figura 108: Programa para la obtención de promedios de la hoja de Excel “Mano Abierta Reposo”

Tabla 15: Promedios de los valores obtenidos de los sensores de la hoja de Excel "Mano Abierta Reposo"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023)

Sensor	Promedio
Pulgar Flexión	93.064935
Índice Flexión	144.522727
Anular Flexión	135.529221
Pulgar Extensión	89.159091
Índice Extensión	0.301948
Anular Extensión	0.168831

Teniendo estos valores, se guardan para ser utilizados más adelante. Mientras tanto, se realiza lo mismo con la siguiente hoja de Excel nombrada como “Mano Cerrada Reposo” (tabla con los promedios: Tabla 16), obteniendo el promedio de los sensores y guardándolos para ser implementados en los siguientes programas. Por lo tanto, el programa queda de la siguiente manera (Figura 109) (Código completo: Programa 5.7).


```

# Leer La hoja "Mano Cerrada Reposo"
df_cerrada = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Mano Cerrada Reposo")

# Seleccionar las columnas de los sensores (C a H → índice 2 a 7)
sensores_cerrada = df_cerrada.iloc[:, 2:8]

# Calcular el promedio de cada sensor
promedios_cerrada = sensores_cerrada.mean()

promedios_cerrada

```

Figura 109: Programa para la obtención de promedios de la hoja de Excel “Mano Cerrada Reposo”

Tabla 16: Promedios de los valores obtenidos de los sensores de la hoja de Excel "Mano Cerrada Reposo"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023)

Sensor	Promedio
Pulgar Flexión	0.720779
Índice Flexión	0.548701
Anular Flexión	5.061688
Pulgar Extensión	0.801948
Índice Extensión	0.672078
Anular Extensión	49.788961

El siguiente paso es que con la hoja de Excel denominada como Flexión Fuerza Suave, realizar nuevamente un promedio, pero ahora considerando como valores mínimos los datos obtenidos de Mano Abierta Reposo y Mano Cerrada Reposo (código completo: [Programa 5.8](#)), omitiendo los valores menores a esos rangos (tabla con los promedios: [Tabla 17](#)). De esta manera se pueden dejar fuera aquellos valores innecesarios que se hayan filtrado por movimientos bruscos o cambios de fuerza a la hora de realizar la capturar los datos y, por lo tanto, se asegura un umbral más balanceado para realizar el movimiento determinada para este rango de fuerza ([Figura 110](#)). Además, como se está trabajando con los movimientos de flexión, es posible omitir los movimientos de extensión por el momento.

```

# Cargar la hoja "Flexion Fuerza Suave"
df_flex_suave = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Flexion Fuerza Suave")

# Seleccionar las columnas de los sensores (C a H = Índice 2 a 7)
sensores_flex_suave = df_flex_suave.iloc[:, 2:8]

# Valores promedio previos de referencia (mínimos)
umbrales_minimos = {
    "Pulgar Flexión": max(93.064935, 0.720779),
    "Índice Flexión": max(144.522727, 0.548701),
    "Anular Flexión": max(135.529221, 5.061688),
    "Pulgar Extensión": max(89.159091, 0.801948),
    "Índice Extensión": max(0.301948, 0.672078),
    "Anular Extensión": max(0.168831, 49.788961)
}

# Crear un DataFrame filtrado según los valores mínimos
sensores_filtrados = sensores_flex_suave.copy()
for sensor in sensores_filtrados.columns:
    sensores_filtrados[sensor] = sensores_filtrados[sensor] > umbrales_minimos[sensor]

# Calcular valores mínimo, máximo y promedio para cada sensor
resultados_flex_suave = pd.DataFrame({
    "Mínimo utilizado": sensores_filtrados.min(),
    "Máximo utilizado": sensores_filtrados.max(),
    "Promedio (filtrado)": sensores_filtrados.mean()
})

resultados_flex_suave

```

Figura 110: Programa para la obtención de promedios de la hoja de Excel “Flexión Fuerza Suave”

Tabla 17: Valores mínimos, máximos y promedios filtrados de los sensores de la hoja de Excel "Flexión Fuerza Suave"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023)

Sensor	Mínimo utilizado	Máximo utilizado	Promedio (filtrado)
Pulgar Flexión	94.0	195.0	138.419689
Índice Flexión	147.0	218.0	191.664452
Anular Flexión	220.0	389.0	327.483766
Pulgar Extensión	—	—	—
Índice Extensión	—	—	—
Anular Extensión	—	—	—

Para el siguiente promedio de Flexión Fuerza Media, se aplica el mismo concepto que con el programa anterior, pero ahora, se consideran como valores mínimos los datos obtenidos del promedio de la hoja Flexión Fuerza Suave (código completo: [Programa 5.9](#)). Sin embargo, en este caso la tabla (tabla con los promedios: [Tabla 18](#)) ahora solo incluirá los valores de flexión ya que son los que se están utilizando actualmente para sus correspondientes umbrales ([Figura 111](#)).

```

# Cargar la hoja "Flexión Fuerza Media"
df_flex_media = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Flexión Fuerza Media")

# Seleccionar solo las columnas de flexión (las primeras tres: Pulgar, Índice, Anular)
sensores_flex_media = df_flex_media.iloc[:, 2:5]

# Umbrales mínimos: promedios filtrados de la hoja anterior (Flexión Fuerza Suave)
umbrales_minimos_media = {
    "Pulgar Flexión": 138.419689,
    "Índice Flexión": 191.664452,
    "Anular Flexión": 327.483766
}

# Crear un DataFrame filtrado según los valores mínimos
sensores_filtrados_media = sensores_flex_media.copy()
for sensor in sensores_filtrados_media.columns:
    sensores_filtrados_media[sensor] = sensores_filtrados_media[sensor][sensores_filtrados_media[sensor] > umbrales_minimos_media[sensor]]

# Calcular valores mínimo, máximo y promedio para cada sensor
resultados_flex_media = pd.DataFrame({
    "Mínimo utilizado": sensores_filtrados_media.min(),
    "Máximo utilizado": sensores_filtrados_media.max(),
    "Promedio (filtrado)": sensores_filtrados_media.mean()
})

resultados_flex_media

```

Figura 111: Programa para la obtención de promedios de la hoja de Excel “Flexión Fuerza Media”

Tabla 18: Valores mínimos, máximos y promedios filtrados de los sensores de la hoja de Excel "Flexión Fuerza Media"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023)

Sensor	Mínimo utilizado	Máximo utilizado	Promedio (filtrado)
Pulgar Flexión	139.0	278.0	200.650847
Índice Flexión	218.0	305.0	271.834416
Anular Flexión	328.0	433.0	385.198020
Pulgar Extensión	—	—	—
Índice Extensión	—	—	—
Anular Extensión	—	—	—

Para el programa de Flexión Fuerza Fuerte se aplica el mismo concepto que con el programa anterior de realizar un promedio (código completo: [Programa 5.10](#)), pero se consideran como valores mínimos los datos obtenidos del promedio de la hoja Flexión Fuerza Media (tabla con los promedios: [Tabla 19](#)). Con esto se obtienen los umbrales de activación para los movimientos de flexión de cada dedo ([Figura 112](#)) y, por ende, la velocidad de los servomotores cambiará dependiendo de la fuerza aplicada por el usuario.

```

# Cargar la hoja "Flexión Fuerza Fuerte"
df_flex_fuerte = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Flexión Fuerza Fuerte")

# Seleccionar solo las columnas de flexión (Pulgar, Índice, Anular = columnas C, D, E = índices 2, 3, 4)
sensores_flex_fuerte = df_flex_fuerte.iloc[:, 2:5]

# Umbrales mínimos: promedios filtrados de la hoja anterior (Flexión Fuerza Media)
umbrales_minimos_fuerte = {
    "Pulgar Flexión": 200.650047,
    "Índice Flexión": 271.834416,
    "Anular Flexión": 385.190020
}

# Filtrar los valores menores a los umbrales mínimos
sensores_filtrados_fuerte = sensores_flex_fuerte.copy()
for sensor in sensores_filtrados_fuerte.columns:
    sensores_filtrados_fuerte[sensor] = sensores_filtrados_fuerte[sensor][sensores_filtrados_fuerte[sensor] > umbrales_minimos_fuerte[sensor]]

# Calcular valores mínimo, máximo y promedio filtrado
resultados_flex_fuerte = pd.DataFrame({
    "Mínimo utilizado": sensores_filtrados_fuerte.min(),
    "Máximo utilizado": sensores_filtrados_fuerte.max(),
    "Promedio (filtrado)": sensores_filtrados_fuerte.mean()
})

resultados_flex_fuerte

```

Figura 112: Programa para la obtención de promedios de la hoja de Excel “Flexión Fuerza Fuerte”

Tabla 19: Valores mínimos, máximos y promedios filtrados de los sensores de la hoja de Excel "Flexión Fuerza Fuerte"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023)

Sensor	Mínimo utilizado	Máximo utilizado	Promedio (filtrado)
Pulgar Flexión	201.0	381.0	292.332203
Índice Flexión	272.0	358.0	306.353846
Anular Flexión	386.0	496.0	435.004016
Pulgar Extensión	—	—	—
Índice Extensión	—	—	—
Anular Extensión	—	—	—

Para obtener los promedios de los movimientos de extensión se aplica la misma metodología que con los movimientos de flexión. Por lo tanto, se realizan programas para obtener los promedios de extensión fuerza suave (código completo: [Programa 5.11](#)), extensión fuerza media (código completo: [Programa 5.12](#)) y extensión fuerza fuerte (código completo: [Programa 5.13](#)). Las tablas de los promedios de los distintos tipos de fuerza aplicada para los movimientos de extensión son las siguientes ([Tabla 20](#)) ([Tabla 21](#)) ([Tabla 22](#)):

Tabla 20: Valores mínimos, máximos y promedios filtrados de los sensores de la hoja de Excel .Extensión Fuerza Suave"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023)

Sensor	Mínimo utilizado	Máximo utilizado	Promedio (filtrado)
Pulgar Flexión	—	—	—
Índice Flexión	—	—	—
Anular Flexión	—	—	—
Pulgar Extensión	92.0	378.0	238.378289
Índice Extensión	51.0	150.0	95.957792
Anular Extensión	390.0	576.0	527.152597

Tabla 21: Valores mínimos, máximos y promedios filtrados de los sensores de la hoja de Excel .Extensión Fuerza Media"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023)

Sensor	Mínimo utilizado	Máximo utilizado	Promedio (filtrado)
Pulgar Flexión	—	—	—
Índice Flexión	—	—	—
Anular Flexión	—	—	—
Pulgar Extensión	239.0	404.0	329.910345
Índice Extensión	101.0	267.0	206.074830
Anular Extensión	588.0	754.0	667.545455

Tabla 22: Valores mínimos, máximos y promedios filtrados de los sensores de la hoja de Excel .Extensión Fuerza Fuerte"(valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023)

Sensor	Mínimo utilizado	Máximo utilizado	Promedio (filtrado)
Pulgar Flexión	—	—	—
Índice Flexión	—	—	—
Anular Flexión	—	—	—
Pulgar Extensión	537.0	615.0	570.788961
Índice Extensión	212.0	458.0	389.668831
Anular Extensión	687.0	771.0	739.759740

Finalmente, se tienen todos los valores necesarios de los umbrales a utilizar para el programa final de Arduino a implementar el exoesqueleto. Pero, al tratarse de un valor de 10 bits que va de un rango de 0-1023, se tienen que utilizar números enteros, por lo tanto, los valores finales ya redondeados a implementar son los siguientes ([Tabla 23](#)):

Tabla 23: Valores promedio filtrados de los sensores para los diferentes tipos de movimiento y niveles de fuerza (valores en bits de 10 bits ADC del Arduino, rango 0–1023)

Tipo de movimiento	Nivel de fuerza	Pulgar Flexión	Índice Flexión	Anular Flexión	Pulgar Extensión	Índice Extensión	Anular Extensión
Flexión	Suave	138	192	327	—	—	—
Flexión	Media	201	272	385	—	—	—
Flexión	Fuerte	292	306	435	—	—	—
Extensión	Suave	—	—	—	238	96	527
Extensión	Media	—	—	—	330	206	668
Extensión	Fuerte	—	—	—	571	390	740

Para un mejor entendimiento del programa final (código completo: [Programa 5.14](#)) para el exoesqueleto de mano se realizó un diagrama de flujo ([Figura 113](#)), en donde se describe la lógica principal del algoritmo implementado en el Arduino Uno para el control total del prototipo. El programa funciona en un ciclo continuo de lectura, procesamiento y actuación, lo cual implica una respuesta en tiempo real del sistema, indispensable para la detección de fuerza de los sensores de fuerza cuando los dedos aplican cierta fuerza sobre los mismos.

En la primera parte del ciclo, el programa lee las señales analógicas provenientes de los sensores de flexión y extensión de cada dedo (pulgar, índice y anular). Después, cada lectura se compara con su respectivo umbral de activación previamente definidos, los cuales fueron determinados a través de múltiples pruebas físicas para posteriormente hacer un análisis estadístico de los distintos tipos de fuerza y movimientos. Cuando cada señal supera su umbral correspondiente en el tiempo mínimo establecido, el sistema interpreta la intención de movimiento del usuario.

Dependiendo del tipo de acción detectada, ya sea flexión o extensión, el programa mueve los ángulos de los servomotores progresivamente para cada dedo. El sistema cuenta con tres niveles de velocidad (lenta, media y rápida), dependientes de la magnitud de fuerza aplicada por los dedos. De esta manera, se tiene un movimiento más natural y adaptativa del exoesqueleto dependiente de la fuerza del usuario.

Finalmente, los ángulos se envían a los servomotores en un lapso de tiempo muy corto (delay de 10 ms) antes de volver a iniciar el ciclo. Este ciclo se repite de manera indefinida para mantener un control constante y estable del movimiento de los dedos, imitando el comportamiento fisiológico de la mano humana.

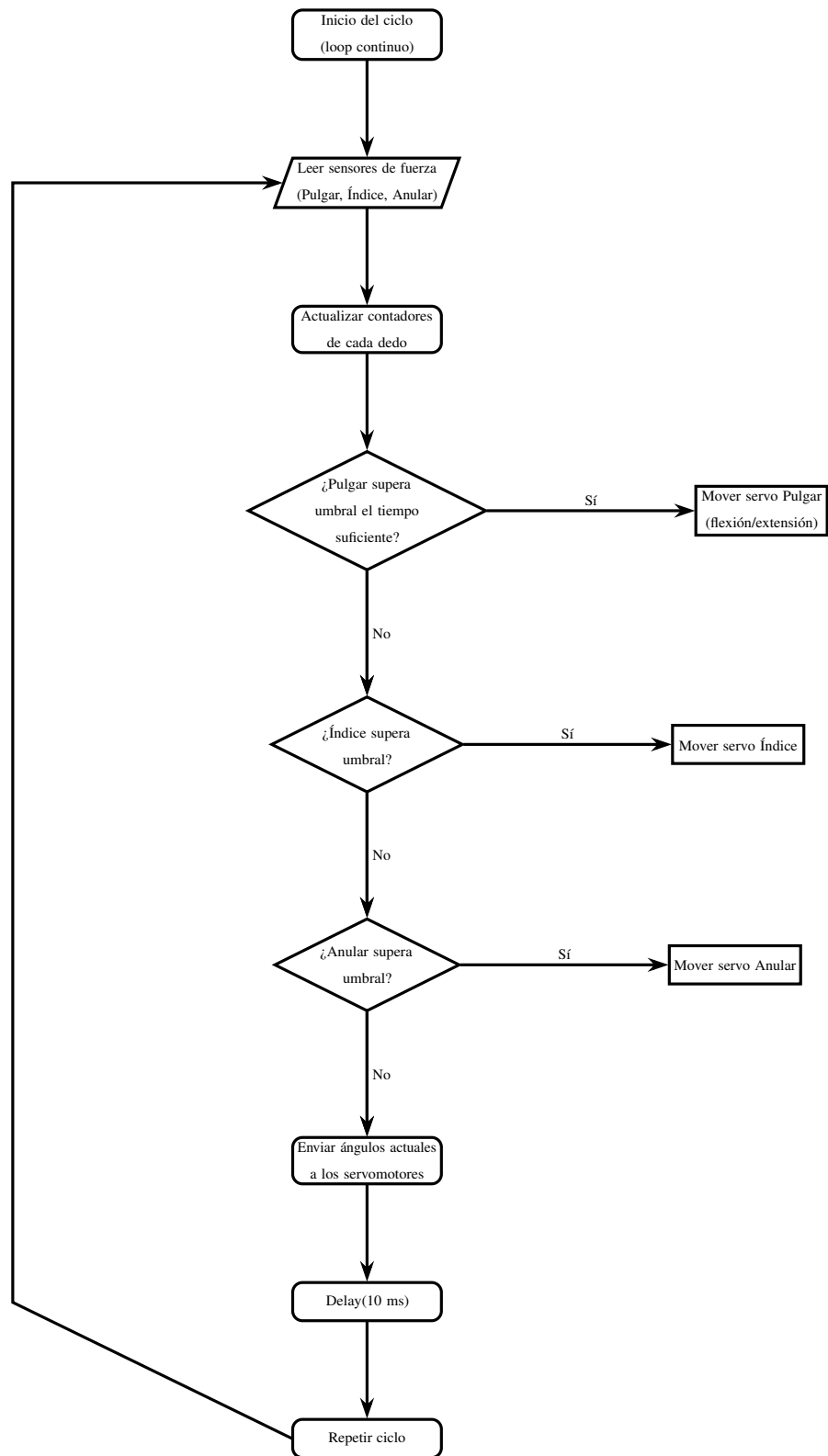


Figura 113: Diagrama de flujo del algoritmo de control del exoesqueleto de mano

CAPÍTULO 5: RESULTADOS

Después de la construcción e integración del prototipo final del exoesqueleto de mano para el aumento de fuerza y movilidad en pacientes con secuelas de un problema cerebrovascular, se obtuvieron ciertos resultados tanto de sus características físicas como de su desempeño experimental y funcional en un sujeto de pruebas con las características que se mostraron en [Sección 4.1](#), el cual no cuenta con problemas cerebrovasculares.

5.1 Peso del dispositivo

Con todo el dispositivo armado, el primer paso fue determinar el peso total del exoesqueleto de mano, por lo tanto, se realizó un proceso de pesaje utilizando una báscula. Debido a que el dispositivo presenta una geometría irregular y componentes con distintos puntos de apoyo, se optó por introducirse por completo en una caja plástica rígida que permitiera obtener una lectura estable del peso total. De esta manera se facilitó el método de medición, evitando que alguna parte del sistema sobresaliera o que el exoesqueleto perdiera el equilibrio durante la toma de datos.

Al momento de realizar el pesaje del exoesqueleto dentro de la caja plástica se obtuvo como masa 1875 gramos ([Figura 114](#)), correspondiente al peso combinado de estas dos partes.



Figura 114: Pesaje de caja y exoesqueleto

Posteriormente, se pesa la caja vacía ([Figura 115](#)) para calcular la masa individual del exoesqueleto, dando como resultado que la caja pesa 525 g, por ende, el peso total del exoesqueleto es ([Ecuación 5.1](#)):

$$1875 \text{ g} - 525 \text{ g} = 1350 \text{ g} \quad (5.1)$$

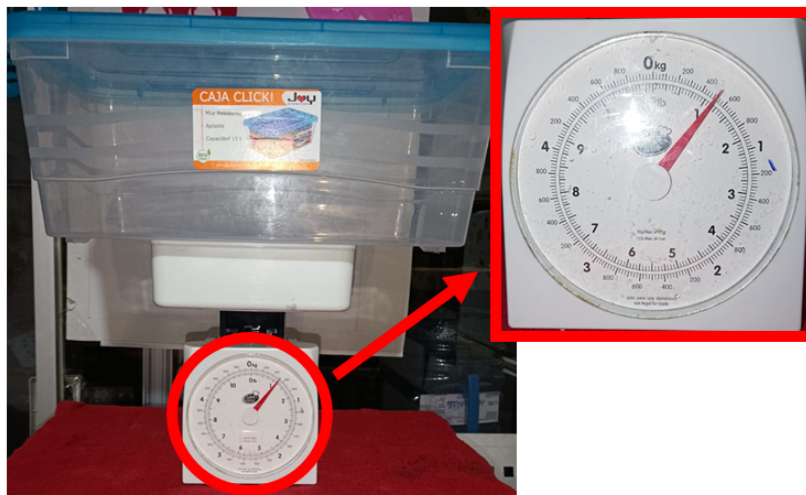


Figura 115: Pesaje de caja

Por lo tanto, el exoesqueleto completo tiene un peso de 1350 g, equivalente a 1.35 kg.

Una vez obtenido el peso total, se procedió a realizar una medición adicional para estimar el peso de ambas partes del sistema ([Figura 116](#)). Para ello, se pesó únicamente la estructura mecánica del exoesqueleto que va exclusivamente en la parte de la mano (sin incluir los servomotores ni la electrónica de control), obteniéndose un valor de 200 g.



Figura 116: Pesaje de exoesqueleto (solo estructura mecánica)

A partir de este dato, se calculó el peso correspondiente al conjunto de servomotores, electrónica, cableado y elementos de sujeción, mediante la diferencia con el peso total (Ecuación 5.2):

$$1350\text{ g} - 200\text{ g} = 1150\text{ g} \quad (5.2)$$

El peso de la estructura mecánica (200 g) demuestra que el uso de materiales ligeros, como el poliuretano termoplástico (TPU) impreso en 3D, contribuye significativamente a la portabilidad del sistema, evitando cargas excesivas en la mano del sujeto que utilicé el exoesqueleto. Sin embargo, la mayor proporción del peso (aproximadamente 85 %) proviene de los servomotores y la electrónica, el cual tiene como objetivo ser portado en la cintura del usuario mediante el uso de un cinturón. El peso de los componentes de manera individual se observan en la siguiente tabla (Tabla 24):

Tabla 24: Pesos obtenidos del exoesqueleto de mano y sus componentes

Componente	Descripción	Peso (g)	Peso (kg)
Caja vacía	Contenedor utilizado para el pesaje	525	0.525
Exoesqueleto completo (sin caja)	Estructura total con servomotores y electrónica	1350	1.350
Parte mecánica (sin servomotores ni electrónica)	Estructura que cubre la mano y dedos	200	0.200
Servomotores y electrónica (cableado y conexiones)	Estimado por diferencia	1150	1.150

5.2 Comparación entre la fuerza teórica y la fuerza real del exoesqueleto

Retomando la fuerza teórica generada por los servomotores, la cual se calculó en la [Subsección 4.1.4](#), se procedió a realizar mediciones físicas para determinar la fuerza real que el sistema es capaz de ejercer una vez ensamblado completamente.

Durante las pruebas experimentales, se observó que debido a la **fricción del hilo de nylon** al deslizarse dentro de los canales de guía del exoesqueleto impreso en TPU, así como a la longitud total del recorrido desde la rueda del servomotor hasta los anillos que producen la flexión de los dedos (aproximadamente un metro de tubo de teflón entre el servo y la estructura mecánica), se produce una pérdida considerable de fuerza en el sistema.

Dicha pérdida se debe a diversos factores, entre los que destacan:

- La fricción entre el hilo de nylon y los tubos de teflón.
- Las curvas y ángulos de cambio de dirección en los canales del exoesqueleto.
- La tensión residual del hilo de nylon y su elongación bajo carga.
- La pérdida mecánica en los puntos de acoplamiento entre el servomotor, el enclosure y los anillos que dan movimiento a las falanges.

Estas pérdidas afectan directamente la fuerza efectiva aplicada sobre las falanges de los dedos. Por ende, se procede a comparar las fuerzas teóricas y las reales medidas para cada servomotor ([Tabla 25](#)).

La fuerza teórica máxima que cada servomotor puede generar se calculó previamente mediante la ecuación del torque ([Ecuación 4.7](#)) y su respectivo despeje de fuerza ([Ecuación 4.8](#)), obteniéndose un valor de:

$$F_{\text{teórica}} = 16 \text{ kgf} \quad (5.3)$$

Sin embargo, las mediciones experimentales mostraron una reducción significativa en la fuerza

disponible en los puntos de tiro de cada dedo. Para realizar estas mediciones experimentales se utilizó un dinamómetro, específicamente el **MARK-10 Serie 5 modelo M5-50**, al cual se le realizó una base impresa con filamento PLA para poderse acoplar a una estructura que tenga un ángulo de 90° ([Figura 117](#)), como puede ser una mesa fija, facilitando de esta manera la toma de mediciones de la fuerza real ejercida por los servomotores.



Figura 117: Dinamómetro con base impresa en filamento PLA

Para la toma de mediciones de la fuerza real de los servomotores posterior a ser ensamblados al exoesqueleto, el portador vistió el dispositivo con la batería totalmente cargada para posteriormente colocar el dedo (índice en este caso) sobre el muelle y activar el movimiento de flexión del sistema ([Figura 118](#)). De esta manera, el movimiento de flexión del dedo índice del exoesqueleto ejerce fuerza sobre el dinamómetro hasta que el servomotor sea incapaz de tirar del hilo de nylon más allá de su límite y en la pantalla se marque el valor máximo registrado.



Figura 118: Medición de fuerza del servomotor del dedo índice

Se repite este procedimiento con los dedos que cuentan con sensores de fuerza (anular y pulgar) para registrar los valores máximos obtenidos de la fuerza ejercida de su respectivo servomotor ([Figura 119](#)). A pesar de que el servomotor es el mismo modelo en todos los dedos, los hilos de nylon que los unen pasan por canales diferentes a lo largo de la estructura del exoesqueleto, por lo tanto, es de esperarse que se obtengan valores diferentes al momento de registrar las fuerzas obtenidas.

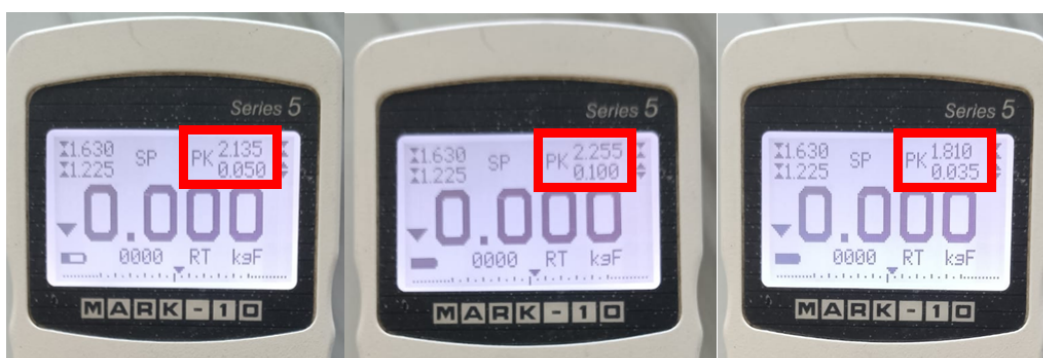


Figura 119: Fuerzas reales de los servomotores (De izquierda a derecha: pulgar, índice y anular)

Para una mejor apreciación de la fuerza que pierden los servomotores posterior a ser ensamblados en el dispositivo, se tiene la siguiente tabla ([Tabla 25](#)):

Tabla 25: Comparación entre la fuerza teórica y la fuerza real de los servomotores del exoesqueleto

Dedo controlado	Fuerza teórica (kgf)	Fuerza real medida (kgf)	Reducción (%)
Pulgar	16.0	2.135	86.7 %
Índice	16.0	2.255	85.9 %
Anular (controla 3 dedos)	16.0	1.810	88.7 %

A partir de los resultados anteriores, se puede observar que la eficiencia de transmisión de fuerza se encuentra entre un 11.3 % y 14.1 % de la fuerza teórica disponible, dependiendo del dedo. El servomotor correspondiente al dedo anular presenta la mayor pérdida de fuerza, lo cual es coherente con el diseño mecánico, ya que este actuador controla simultáneamente tres dedos (anular, medio y meñique) y su cable pasa a través de un mayor número de canales, aumentando así la fricción total del sistema.

Por lo tanto, la fuerza real disponible en los anillos del exoesqueleto, aunque considerablemente menor que la teórica, continúa siendo suficiente para permitir la flexión completa de los dedos y la ejecución de diferentes tipos de agarre. Para calcular una eficiencia promedio de los servomotores se tiene (Ecuación 5.4):

$$\eta = \frac{F_{\text{real}}}{F_{\text{teórica}}} \times 100 \quad (5.4)$$

La eficiencia promedio del sistema, considerando los tres servomotores, se calcula como (Ecuación 5.5):

$$\eta_{\text{promedio}} = \frac{(13.3 + 14.1 + 11.3)}{3} = 12.9 \% \quad (5.5)$$

Este valor confirma que aproximadamente el 13 % de la fuerza teórica generada por los servomotores se transmite efectivamente a los dedos, resultado coherente con las pérdidas esperadas por fricción, curvaturas de los canales de guiado y deformaciones en los conductos del hilo.

5.3 Comparación entre la fuerza humana y la fuerza del exoesqueleto

Para cuantificar qué tanto imita el exoesqueleto la fuerza natural de la mano, se comparó la fuerza humana medida contra la fuerza real disponible en los anillos del exoesqueleto para cada dedo donde existe un servomotor dedicado. Se utilizó el mismo dinamómetro para medir la fuerza máxima ejercida por los dedos de la mano derecha con el mismo sujeto de pruebas, evitando poner la mano sobre algún punto de apoyo para que de esta manera se mida exclusivamente la fuerza que ejerce cada dedo ([Figura 120](#)).



Figura 120: Medición de fuerza del dedo pulgar

Se repite este procedimiento con cada dedo, incluso con los dedos medio y meñique aunque no cuenten con un servomotor exclusivo para su flexión y extensión, ya que dependen del mismo servomotor que el dedo anular para su desplazamiento. El porcentaje de imitación de la fuerza de los servomotores se calcula de la siguiente manera ([Ecuación 5.6](#)):

$$\% \text{ Imitación} = \frac{F_{\text{exo}}}{F_{\text{humana}}} \times 100 \quad (5.6)$$

Aplicando esta última fórmula, se pueden obtener los porcentajes de imitación de fuerza de cada servomotor con respecto a la fuerza ejercida de cada dedo (Tabla 26).

Tabla 26: Comparación de fuerzas por dedo y porcentaje de imitación del exoesqueleto

Dedo	Fuerza humana (kgf)	Fuerza exo (kgf)	% Imitación	Notas
Pulgar	2.58	2.135	82.8 %	Servo dedicado al pulgar
Índice	2.82	2.255	80.0 %	Servo dedicado al índice
Anular	2.15	1.810	84.2 %*	Servo anular acciona anular/medio/meñique
Medio	4.415	—	—	Sin servo dedicado (accionado por el de anular)
Meñique	1.435	—	—	Sin servo dedicado (accionado por el de anular)

En términos globales, el sistema consigue una imitación cercana al **80–83 %** de la fuerza humana en los dedos con servo dedicado:

- Promedio (solo servos *individuales* pulgar e índice): **81.4 %**.
- Promedio incluyendo el valor de la línea del *servo anular**: **82.3 %**.

Estos resultados indican que, aun con pérdidas por fricción y guiado, el exoesqueleto aporta una fuerza comparable a la humana en pulgar e índice, suficiente para asistir en diferentes tipos de agarres. En el circuito del servo anular, la fuerza medida debe interpretarse con cautela debido a que este servomotor se reparte entre anular, medio y meñique.

5.4 Validación física de los niveles de fuerza para los movimientos de flexión y extensión

En la Sección 4.4 se presentaron los resultados obtenidos a partir de las señales digitales capturadas por los sensores de fuerza instalados en el exoesqueleto, expresadas en valores de 10 bits correspondientes a las lecturas analógicas del Arduino Uno.

Si bien dichos valores permitieron establecer los rangos de detección y las zonas de activación del sistema, fue necesario realizar una validación física complementaria mediante la medición

directa de la fuerza aplicada por cada dedo, utilizando un dinamómetro como instrumento de referencia.

El propósito de estas mediciones fue tener una referencia con valores físicos de fuerza en kilogramos-fuerza (KgF), y de esta manera obtener una base más precisa sobre la capacidad del exoesqueleto para reproducir los movimientos naturales de la mano humana. Para lograr esto, se realizaron pruebas individuales con los dedos índice, anular y pulgar, registrando 50 muestras por nivel de fuerza en cada movimiento de flexión y extensión de cada dedo, bajo los tres niveles de esfuerzo definidos: débil, medio y fuerte. Las pruebas se ejecutaron con la misma base de filamento PLA y dinamómetro que las muestras anteriores, asegurando que el usuario aplicara la misma secuencia de movimientos para cada tipo de fuerza, con el fin de minimizar la variabilidad entre repeticiones ([Figura 121](#)).



Figura 121: Recolección de muestras de flexión del dedo índice en los diferentes rangos de fuerza establecidos

Todas la mediciones se fueron recolectando en diferentes hojas de Excel de todos los dedos en los distintos niveles de fuerza ([Figura 122](#)).

	A	B	C	D	E
1	Número de Dato	Fuerza Débil Flexión Índice (KgF)	Fuerza Débil Flexión Anular (KgF)	Fuerza Débil Flexión Pulgar (KgF)	
2	1	0.12	0.09	0.07	
3	2	0.09	0.095	0.09	
4	3	0.145	0.13	0.08	
5	4	0.09	0.115	0.085	
6	5	0.1	0.12	0.09	
7	6	0.105	0.08	0.085	
8	7	0.135	0.095	0.075	
9	8	0.115	0.11	0.06	
10	9	0.11	0.085	0.06	
11	10	0.13	0.105	0.1	
12	11	0.14	0.12	0.09	
13	12	0.125	0.11	0.08	
14	13	0.1	0.13	0.085	
15	14	0.095	0.09	0.065	
16	15	0.115	0.105	0.085	
17	16	0.13	0.075	0.09	
18	17	0.12	0.12	0.095	
19	18	0.115	0.13	0.09	
20	19	0.135	0.07	0.07	
21	20	0.125	0.125	0.085	
22	21	0.14	0.095	0.1	

Figura 122: Registro de datos de los movimientos de flexión en los distintos niveles de fuerza

Este procedimiento se realizó con los 3 dedos mencionados anteriormente, ya que son los que cuentan con sensores de fuerza para su desplazamiento, acumulando 50 datos por cada dedo en los rangos de fuerza establecidos: flexión fuerza débil (Tabla 27), flexión fuerza media (Tabla 28), flexión fuerza fuerte (Tabla 29), extensión fuerza débil (Tabla 30), extensión fuerza media (Tabla 31) y extensión fuerza fuerte (Tabla 32).

**Tabla 27: Muestras tomadas de manera aleatoria (20 de 50) del movimiento Flexión
Fuerza Débil**

Número de muestra	Índice (KgF)	Anular (KgF)	Pulgar (KgF)
Muestra 1	0.095	0.090	0.065
Muestra 2	0.120	0.110	0.085
Muestra 3	0.140	0.120	0.075
Muestra 4	0.135	0.115	0.085
Muestra 5	0.115	0.130	0.090
Muestra 6	0.100	0.120	0.085
Muestra 7	0.135	0.085	0.095
Muestra 8	0.145	0.110	0.080
Muestra 9	0.120	0.090	0.085
Muestra 10	0.125	0.125	0.085
Muestra 11	0.100	0.130	0.085
Muestra 12	0.100	0.120	0.090
Muestra 13	0.145	0.070	0.060
Muestra 14	0.110	0.085	0.060
Muestra 15	0.090	0.115	0.085
Muestra 16	0.135	0.095	0.075
Muestra 17	0.140	0.115	0.075
Muestra 18	0.120	0.075	0.090
Muestra 19	0.090	0.100	0.095
Muestra 20	0.130	0.075	0.090

**Tabla 28: Muestras tomadas de manera aleatoria (20 de 50) del movimiento Flexión
Fuerza Media**

Número de muestra	Índice (KgF)	Anular (KgF)	Pulgar (KgF)
Muestra 1	0.225	0.150	0.175
Muestra 2	0.210	0.165	0.150
Muestra 3	0.225	0.170	0.150
Muestra 4	0.175	0.175	0.175
Muestra 5	0.185	0.195	0.180
Muestra 6	0.225	0.160	0.200
Muestra 7	0.170	0.195	0.185
Muestra 8	0.225	0.160	0.135
Muestra 9	0.200	0.185	0.175
Muestra 10	0.225	0.145	0.185
Muestra 11	0.225	0.175	0.155
Muestra 12	0.220	0.175	0.140
Muestra 13	0.180	0.195	0.180
Muestra 14	0.220	0.190	0.135
Muestra 15	0.225	0.150	0.200
Muestra 16	0.195	0.175	0.150
Muestra 17	0.205	0.195	0.155
Muestra 18	0.185	0.165	0.180
Muestra 19	0.210	0.170	0.180
Muestra 20	0.185	0.170	0.200

**Tabla 29: Muestras tomadas de manera aleatoria (20 de 50) del movimiento Flexión
Fuerza Fuerte**

Número de muestra	Índice (KgF)	Anular (KgF)	Pulgar (KgF)
Muestra 1	0.320	0.355	0.290
Muestra 2	0.325	0.400	0.290
Muestra 3	0.335	0.340	0.290
Muestra 4	0.320	0.400	0.335
Muestra 5	0.365	0.365	0.290
Muestra 6	0.365	0.350	0.315
Muestra 7	0.355	0.400	0.335
Muestra 8	0.385	0.375	0.345
Muestra 9	0.330	0.400	0.335
Muestra 10	0.325	0.360	0.325
Muestra 11	0.325	0.400	0.365
Muestra 12	0.340	0.310	0.290
Muestra 13	0.340	0.315	0.295
Muestra 14	0.360	0.360	0.290
Muestra 15	0.345	0.400	0.290
Muestra 16	0.360	0.335	0.290
Muestra 17	0.370	0.335	0.380
Muestra 18	0.340	0.345	0.290
Muestra 19	0.375	0.385	0.370
Muestra 20	0.380	0.380	0.325

**Tabla 30: Muestras tomadas de manera aleatoria (20 de 50) del movimiento Extensión
Fuerza Débil**

Número de muestra	Índice (KgF)	Anular (KgF)	Pulgar (KgF)
Muestra 1	0.095	0.120	0.080
Muestra 2	0.125	0.105	0.100
Muestra 3	0.115	0.125	0.095
Muestra 4	0.090	0.120	0.085
Muestra 5	0.105	0.090	0.090
Muestra 6	0.125	0.075	0.100
Muestra 7	0.090	0.090	0.090
Muestra 8	0.095	0.120	0.100
Muestra 9	0.130	0.075	0.075
Muestra 10	0.095	0.085	0.095
Muestra 11	0.115	0.090	0.095
Muestra 12	0.110	0.080	0.090
Muestra 13	0.090	0.085	0.100
Muestra 14	0.110	0.080	0.090
Muestra 15	0.090	0.095	0.095
Muestra 16	0.105	0.110	0.085
Muestra 17	0.100	0.115	0.080
Muestra 18	0.115	0.095	0.095
Muestra 19	0.090	0.125	0.100
Muestra 20	0.115	0.075	0.085

**Tabla 31: Muestras tomadas de manera aleatoria (20 de 50) del movimiento Extensión
Fuerza Media**

Número de muestra	Índice (KgF)	Anular (KgF)	Pulgar (KgF)
Muestra 1	0.250	0.195	0.170
Muestra 2	0.190	0.185	0.230
Muestra 3	0.205	0.240	0.210
Muestra 4	0.270	0.210	0.230
Muestra 5	0.195	0.230	0.165
Muestra 6	0.240	0.170	0.180
Muestra 7	0.230	0.195	0.160
Muestra 8	0.225	0.240	0.220
Muestra 9	0.210	0.205	0.195
Muestra 10	0.265	0.175	0.230
Muestra 11	0.240	0.200	0.215
Muestra 12	0.230	0.185	0.175
Muestra 13	0.205	0.230	0.215
Muestra 14	0.235	0.220	0.230
Muestra 15	0.280	0.200	0.230
Muestra 16	0.265	0.180	0.200
Muestra 17	0.200	0.240	0.230
Muestra 18	0.280	0.205	0.225
Muestra 19	0.265	0.180	0.185
Muestra 20	0.230	0.205	0.225

**Tabla 32: Muestras tomadas de manera aleatoria (20 de 50) del movimiento Extensión
Fuerza Fuerte**

Número de muestra	Índice (KgF)	Anular (KgF)	Pulgar (KgF)
Muestra 1	0.390	0.355	0.320
Muestra 2	0.390	0.340	0.300
Muestra 3	0.390	0.380	0.300
Muestra 4	0.450	0.385	0.290
Muestra 5	0.390	0.375	0.290
Muestra 6	0.425	0.340	0.325
Muestra 7	0.400	0.360	0.340
Muestra 8	0.400	0.325	0.350
Muestra 9	0.390	0.320	0.305
Muestra 10	0.415	0.405	0.325
Muestra 11	0.440	0.330	0.300
Muestra 12	0.390	0.335	0.290
Muestra 13	0.395	0.385	0.320
Muestra 14	0.480	0.405	0.305
Muestra 15	0.445	0.405	0.290
Muestra 16	0.430	0.375	0.310
Muestra 17	0.450	0.385	0.290
Muestra 18	0.390	0.325	0.290
Muestra 19	0.415	0.370	0.335
Muestra 20	0.390	0.320	0.340

Con todos los datos anteriores obtenidos, fue posible obtener un promedio por cada dedo en los diferentes niveles de fuerza que resume la cantidad de fuerza ejercida para la activación de cada uno de los umbrales del exoesqueleto (Tabla 29), los cuales se ven reflejados en la velocidad de rotación del eje de los servomotores.

Tabla 33: Promedios generales de fuerza por dedo durante los movimientos de flexión y extensión medidos con dinamómetro

Tipo de Movimiento y Fuerza	Índice (KgF)	Anular (KgF)	Pulgar (KgF)
Flexión Débil	0.117	0.105	0.083
Flexión Media	0.210	0.175	0.170
Flexión Fuerte	0.345	0.360	0.315
Extensión Débil	0.104	0.093	0.091
Extensión Media	0.234	0.209	0.198
Extensión Fuerte	0.413	0.362	0.315

Se puede observar que existe una tendencia creciente de la fuerza conforme aumenta el nivel de esfuerzo, tanto en flexión como en extensión. Asimismo, se aprecia que las fuerzas de flexión presentan valores ligeramente superiores a las de extensión, lo cual es coherente con la biomecánica natural de la mano, donde los músculos flexores poseen mayor capacidad de generación de torque que los extensores. Esta información resulta útil para la calibración del sistema, ya que proporciona referencias físicas reales que pueden ser empleadas para ajustar las ganancias de control y establecer umbrales más precisos en las etapas de detección y asistencia motriz.

Finalmente, estos datos sirven como referencia para identificar la fuerza que es necesario aplicar sobre los sensores fuerza para la activación de los servomotores del exoesqueleto, ya que, en caso de que se implemente el dispositivo en pacientes que cuenten con algún ACV, será más sencillo determinar los rangos de activación de los umbrales del programa basados en la fuerza que ejercen sus dedos.

5.5 Desempeño del exoesqueleto de mano

En esta última parte se presenta el funcionamiento del exoesqueleto de mano realizando algunos movimientos comunes, el cual es portado un usuario con las condiciones que se vieron en la [Sección 4.1](#), el cual, recordando nuevamente, no cuenta con problemas cerebrovasculares.

Para la colocación del exoesqueleto en el cuerpo del usuario, primeramente se utilizó un cinturón el cual se pasa por las trabillas de las carcasas de los servomotores y del enclosure que contiene toda la electrónica del sistema. Posteriormente, tanto el cinturón como estos componentes se colocan a la altura de la cintura del usuario (como normalmente se usaría un cinturón), de esta manera todo el peso del sistema recae sobre la parte media del sujeto, evitando cargas excesivas e innecesarias sobrepuestas en la mano afectada del portador. Los siguientes componentes en colocarse son los brazaletes de material TPU, de los cuales, uno de ellos debe de ir a la altura del brazo abrazando el bicep y el tricep, mientras que el otro brazalete debe ir a la altura media del antebrazo. Estos brazaletes tienen la función de sostener y guiar los cables de comunicación de los sensores de fuerza a lo largo del brazo hasta los componentes electrónicos, evitando que estén colgando y que se vean afectados por el entorno. La última estructura en colocarse es la parte palmar del exoesqueleto, el cual se debe colocar cuidadosamente en la mano del usuario, procurando pasar los dedos en sus respectivos anillos y, de ser necesario, colocar el tirante de sujeción que ese encuentra en la parte de la muñeca de la estructura en caso de que el exoesqueleto quedé muy grande para el portador. Con todos los elementos posicionados en su respectivo lugar, se puede utilizar el dispositivo ([Figura 123](#)).



Figura 123: Exoesqueleto portado por el usuario

Con todo el sistema colocado sobre el usuario, se procedió a encender desde el botón que se encuentra en la parte frontal del enclosure de la electrónica y se realizaron movimientos de flexión y extensión aplicando distintas fuerza sobre los sensores de los anillos de las falanges medias, con el fin de verificar que el exoesqueleto reaccione correctamente a los estímulos proporcionado por los dedos del usuario esperando, de esta manera, que los servomotores se tiren de los tensores a diferentes velocidades de acuerdo a la cantidad de fuerza que se aplique al momento de extender o flexionar las falanges ([Figura 124](#)). Observando un correcto funcionamiento del dispositivo, se procedieron a realizar otras pruebas.

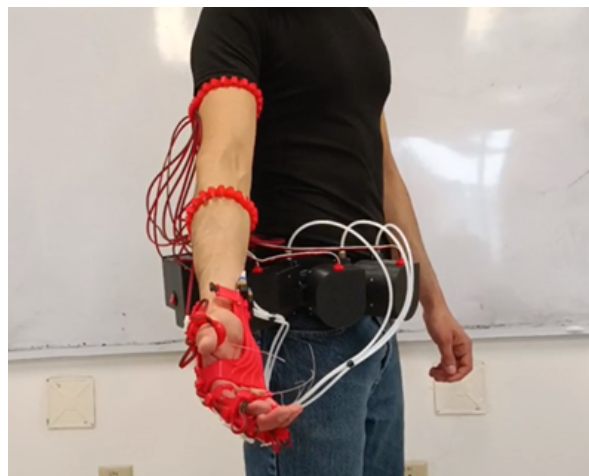


Figura 124: Prueba de flexión y extensión del dispositivo

Debido a que el exoesqueleto está limitado solamente a movimientos de flexión y extensión de los dedos, es incapaz de realizar desplazamientos de abducción y aducción, por lo tanto, la cantidad de agarres que puede realizar también se ve limitada. Entre los agarres que el exoesqueleto es capaz de realizar se encuentran: power grip, lateral pinch, two-point pinch y hook grip ([Figura 125](#)).

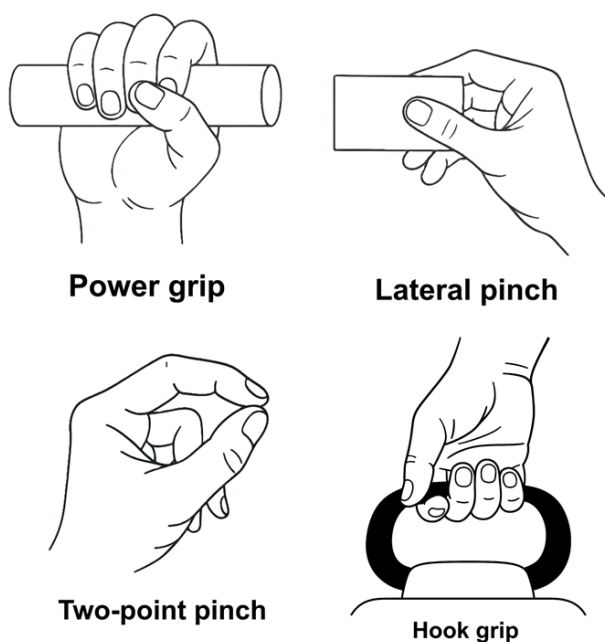


Figura 125: Tipos de agarre que puede ejecutar el exoesqueleto

Teniendo claro los agarres que es capaz de desempeñar el sistema, se realizaron pruebas para verificar su rendimiento al momento de interactuar con distintos objetos y su portabilidad en su entorno aplicando algunos de estos agarres anteriormente mencionados. Cada prueba se documentó fotográficamente, con el fin de registrar el comportamiento del dispositivo, la postura de la mano y la reacción del sistema frente a las cargas externas. En la [Figura 126](#) se observa el exoesqueleto ejecutando un power grip al sujetar un martillo. Este tipo de agarre involucra principalmente la fuerza de flexión conjunta de los dedos y permite al usuario sostener objetos de mayor peso o volumen, demostrando que el sistema es capaz de transmitir la fuerza necesaria para realizar tareas de agarre de potencia.



Figura 126: Prueba de power grip con un martillo

En la [Figura 127](#) se muestra el exoesqueleto realizando un agarre tipo *lateral pinch*, utilizado comúnmente para sostener objetos planos o delgados, como una lámina metálica. En este tipo de agarre se requiere una combinación de fuerza del pulgar contra la superficie lateral del índice, siendo especialmente útil en tareas donde se manipulan herramientas o piezas pequeñas.

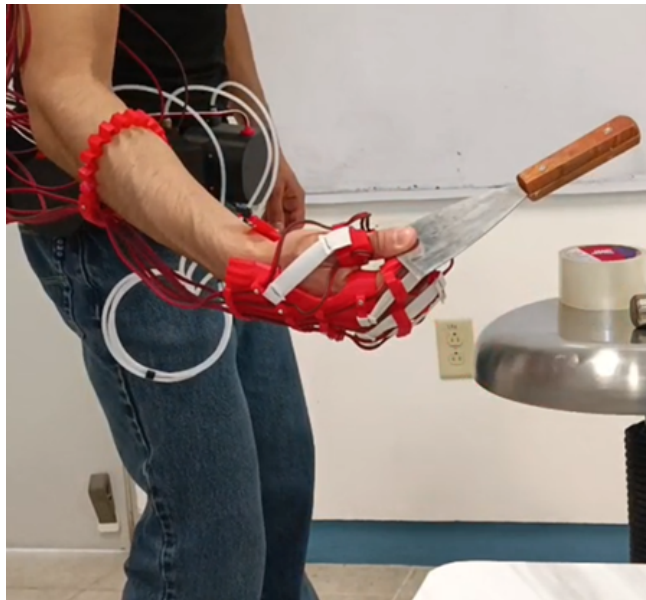


Figura 127: Prueba de lateral pinch con una lámina metálica

Finalmente, en la [Figura 128](#) se presenta el *two-point pinch*, en el cual el pulgar e índice trabajan en oposición para sujetar un tubo delgado. Este agarre requiere precisión y control de movimiento, cualidades que el exoesqueleto reproduce satisfactoriamente al mantener el objeto estable sin necesidad de una fuerza excesiva.



Figura 128: Prueba de two-point pinch con un tubo delgado

Finalmente, a partir de las pruebas realizadas se comprobó que el exoesqueleto es capaz de reproducir de manera eficiente los movimientos de flexión y extensión requeridos para la mayoría de los agarres básicos de la mano. La respuesta de los servomotores fue adecuada y proporcional a la fuerza aplicada en los sensores, manteniendo un movimiento suave y continuo. Durante la ejecución de los agarres se observó una correcta coordinación entre los dedos y una estabilidad suficiente para sostener los objetos sin deslizamiento, demostrando la efectividad del sistema de control implementado. Aunque la fuerza total generada por los servomotores es menor que la fuerza natural de los dedos humanos, como se discutió en la sección anterior, el nivel de asistencia proporcionado resulta suficiente para realizar tareas simples de manipulación y sostén.

El desempeño del exoesqueleto durante las pruebas funcionales permite concluir que el sistema cumple con la tarea de **augmentar la fuerza y movilidad de la mano**, ofreciendo un soporte mecánico y una respuesta adecuada para futuros ensayos con usuarios que presenten debilidad muscular o limitaciones motoras derivadas de un evento cerebrovascular.

CONCLUSIONES

El desarrollo del presente proyecto permitió diseñar y construir un exoesqueleto de mano portátil enfocado al aumento de fuerza y movilidad en pacientes con secuelas motrices provocadas por un accidente cerebrovascular. A través de la integración de sistemas mecánicos, electrónicos y de control, se logró obtener un dispositivo funcional, ergonómico y de bajo costo capaz de asistir los movimientos de flexión y extensión de la mano.

El diseño mecánico, basado en parámetros antropométricos de la mano humana y fabricado mediante manufactura aditiva con materiales PLA y TPU, demostró ser adecuado para lograr una estructura ligera, flexible y adaptable a diferentes usuarios. En el ámbito electrónico, la implementación de sensores de fuerza DF9-16 y servomotores de alto torque controlados por un microcontrolador Arduino Uno permitió una interacción precisa entre el usuario y el sistema, garantizando respuestas coherentes ante los movimientos detectados.

Las pruebas experimentales evidenciaron una eficiencia promedio del 80 % en la transmisión de fuerza y una reproducción satisfactoria de los principales tipos de agarre (power grip, lateral pinch y two-point pinch), validando la funcionalidad del diseño. Además, el peso total del dispositivo se mantuvo dentro de un rango ergonómico que posibilita su uso prolongado sin causar fatiga significativa.

Finalmente, el exoesqueleto propuesto representa una alternativa viable y accesible para la asistencia de la extremidad superior, combinando eficacia, portabilidad y bajo costo. Este trabajo sienta las bases para futuras mejoras enfocadas en el control inalámbrico, la miniaturización de componentes, el incremento de grados de libertad y la adaptación del sistema a distintos niveles de discapacidad, contribuyendo así al desarrollo de tecnologías mecatrónicas orientadas al bienestar humano.

RECOMENDACIONES

A lo largo del desarrollo del presente trabajo fue posible alcanzar los objetivos propuestos, sin embargo, se identificaron varios puntos en los que el proyecto puede mejorarse para futuras versiones. Por esta razón, se tienen las siguientes recomendaciones con el propósito de fortalecer el desempeño, la precisión y la aplicabilidad del exoesqueleto:

- **Mejoras del sistema de control y electrónica:** Es aconsejable implementar un sistema de control inalámbrico basado en módulos Bluetooth con el fin de eliminar cables y mejorar la portabilidad, lo cual lleva optar por el uso de otros microcontroladores de menor consumo y más eficientes, así como incluir un sistema de retroalimentación háptica que proporcione una respuesta táctil al usuario.
- **Implementación de otras tecnologías sensoriales:** Como línea de investigación futura, se propone la incorporación de sensores de electromiografía (EMG) o sensores inerciales (IMU) que permitan reconocer la intención de movimiento del usuario con mayor precisión, complementando los datos obtenidos por los sensores de fuerza.
- **Optimización del sistema mecánico:** Se recomienda continuar con el perfeccionamiento del diseño estructural, incorporando materiales más ligeros o combinaciones híbridas (como fibra de carbono o nylon reforzado) que permitan reducir el peso total del dispositivo sin comprometer su resistencia mecánica, con el propósito de miniaturizar la estructuras que incorpora los servomotores y la electrónica en general.
- **Validaciones clínicas y un sistema adaptable:** Se recomienda realizar pruebas con un mayor número de sujetos, incluidos pacientes con diferentes niveles de afectación motriz, para evaluar la eficacia del dispositivo en entornos clínicos reales. De igual forma, sería conveniente desarrollar versiones del exoesqueleto que permita adaptarse a los distintos tamaños de mano de los usuarios.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abdallah, I. B., Bouteraa, Y., & Rekik, C. (2017). DESIGN AND DEVELOPMENT OF 3D PRINTED MYOELECTRIC ROBOTIC EXOSKELETON FOR HAND REHABILITATION. *INTERNATIONAL JOURNAL ON SMART SENSING AND INTELLIGENT SYSTEMS*, 10.
- Ahmed, T., Assad-Uz-zaman, M., Islam, M. R., Gottheardt, D., McGonigle, E., Brahmi, B., & Rahman, M. H. (2021). Flexohand: A hybrid exoskeleton-based novel hand rehabilitation device. *Micromachines*, 12. <https://doi.org/10.3390/mi12111274>
- Aracil, N. G., Navarro, J. M. S., Jover, E. F., Clemente, F. J. B., Vidal, R. M., Pomares, J. A. D., & Urbano, S. C. E. (2016, febrero). Dispositivo robótico modular y auto-adaptativo para la rehabilitación de la mano y procedimiento de uso.
- Arango, J. D. M. (2018, marzo). ÓRTESIS ROBÓTICA PARA REHABILITACIÓN DE MANO Y MUÑECA.
- Díaz, B. H. (2015, junio). Calidad de vida en pacientes adultos con Hemiplejía en la Zona Básica de Salud de Tejina, La Laguna.
- Freivalds, A. (2004). *BIOMECHANICS OF THE UPPER LIMBS Mechanics, Modeling, and Musculoskeletal Injuries* (First Edition). CRC Press LLC.
- Goldman, L., & Ausiello, D. (2009, mayo). *Cecil TRATADO DE MEDICINA INTERNA* (L. Goldman & D. Ausiello, Eds.; Vigésima Tercera, Vol. 1). Elsevier.
- Greene, W. B., & Netter, F. H. (2007). *Netter Ortopedía* (Primera Edición). Elsevier Masson.
- H, M. R., Cherem, J. H., G, A. L., & Bárcena, J. L. (2002). *El internista: medicina interna para internistas* (M. R. H, J. H. Cherem, A. L. G & J. L. Bárcena, Eds.; Segunda Edición). McGraw-Hill.
- Hernández, E., & Salazar, J. (2020). Calidad de Vida en Pacientes Con Enfermedad Cerebrovascular Evaluados en un Hospital Venezolano. *Revista Ecuatoriana de Neurologia*, 29, 52-57. <https://doi.org/10.46997/REVECUATNEUROL29200052>
- Herrera, B., Castillo, J. A. V., & Edgar. (2020). Diseño de Exoesqueleto para Rehabilitación de Mano afectada con Artrosis.

- Hill, D., Holloway, C. S., Ramirez, D. Z. M., Smitham, P., & Pappas, Y. (2017). WHAT ARE USER PERSPECTIVES OF EXOSKELETON TECHNOLOGY? A LITERATURE REVIEW. *International Journal of Technology Assessment in Health Care*, 33, 160-167. <https://doi.org/10.1017/S0266462317000460>
- Hirt, B., Seyhan, H., Wagner, M., & Zumhasch, R. (2017). *Hand and Wrist Anatomy and Biomechanics* (Third Edition). Thieme.
- Hu, X. L., Fung, K. L., Wei, X. J., Rong, W., & Susanto, E. A. (2011). An EMG-driven Exoskeleton Hand Robotic Training Device on Chronic Stroke Subjects. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975340>
- Jones, C. L., Wang, F., Morrison, R., Sarkar, N., & Kamper, D. G. (2014). Design and development of the cable actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 19, 131-140. <https://doi.org/10.1109/TMECH.2012.2224359>
- Jover, F. J. E., Menacho, M. A. G., Alberto, D. P., & Nicolau, M. L. (2021, octubre). EXOESQUELETO DE MANO ROBÓTICO FLEXIBLE PORTÁTIL.
- Kreutzer, J. S., DeLuca, J., & Caplan, B. (2010). *Encyclopedia of Clinical Neuropsychology* (J. S. Kreutzer & R. C. Schwarz, Eds.; Primera). Springer New York. <https://doi.org/10.1007/978-0-387-79948-3>
- Llamazares, M., Valenciaga, F., & Garelli, F. (2019). EXOESQUELETO COLABORATIVO PARA ASISTENCIA EN TERAPIAS DE REHABILITACIÓN DE MANO. *Jornadas de Investigación, Transferencia, Extensión y Enseñanza (ITEE)*, 407-412.
- Mulas, M., Folgheraiter, M., & Gini, G. (2005). An EMG-controlled Exoskeleton for Hand Rehabilitation. *9th International Conference on Rehabilitation Robotics, IEEE*. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2005.1501122>
- Novillo, D. P. M. (2023). Desarrollo de un Prototipo de Exoesqueleto para Imitación del Movimiento de la Mano Basado en una Interfaz Leap Motion.
- Pérez, P. A. I. (2023, mayo). SISTEMA TIPO EXOESQUELETO PARA ÓRTESIS Y PRÓTESIS DE LA FALANGE DE LA MANO.
- Rouvière, H., & Delmas, A. (2005). *Anatomía humana: descriptiva, topográfica y funcional* (Undécima edición). Masson, Elsevier.

- Rozamn, C., & Cardellach, F. (2012). *MEDICINA INTERNA* (C. Rozamn & F. Cardellach, Eds.; Decimoséptima, Vol. 1). Elsevier.
- Sanjuán, J. M. (2007). Técnicas fisioterápicas en la hemiplejía. <https://www.efisioterapia.net/articulos/tecnicas-fisioterapicas-la-hemiplejia>
- Suppiah, R., Sharma, A., Kim, N., Abidi, K., & Alkaff, A. (2020). An electromyography-aided robotics hand for rehabilitation - A proof-of-concept study. *IEEE Region 10 Annual International Conference (TENCON)*, 2020-November, 361-366. <https://doi.org/10.1109/TENCON50793.2020.9293940>
- Tilley, A. R., & Dreyfuss, H. (1993). *THE MEASURE OF MAN AND WOMEN* (R. D. Alba, Ed.; First Edition). THE WHITNEY LIBRARY OF DESIGN.
- Wang, D., Meng, Q., Meng, Q., Li, X., & Yu, H. (2018). Design and Development of a Portable Exoskeleton for Hand Rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 26, 2376-2386. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2018.2878778>

PRODUCTOS ACADÉMICOS

Como resultado del desarrollo del presente trabajo de tesis, se generaron diversos productos académicos y tecnológicos que contribuyen al fortalecimiento del conocimiento en el área de la ingeniería mecatrónica y electrónica.

1. Prototipo funcional: Se diseñó, fabricó y evaluó un exoesqueleto de mano portátil para la asistencia de pacientes con secuelas de algún accidente cerebrovascular. El dispositivo integra sistemas mecánicos, electrónicos y de control desarrollados íntegramente durante este proyecto, con el propósito de ser aplicado en entornos de la vida cotidiana.
2. Base de datos experimental: Se generó una base de datos propia con mediciones de los sensores de fuerza DF9-16 durante los movimientos de flexión y extensión de los dedos en distintos niveles de fuerza. Estos registros fueron procesados mediante scripts en Python para determinar umbrales de activación, los cuales sirven como referencia para el control automático del exoesqueleto.
3. Documentación técnica complementaria: Se elaboraron y anexaron los códigos fuente de Arduino y Python empleados para el control y la adquisición de datos del sistema, con el fin de facilitar la replicación del proyecto y fomentar su posible mejora por parte de otros investigadores o estudiantes de posgrado.
4. Actualmente se encuentra en preparación un artículo de divulgación científica titulado provisionalmente como “Diseño Mecatrónico de un Exoesqueleto de Mano Enfocado al Aumento de Fuerza y Movilidad en Pacientes Después de un Problema Cerebrovascular”, el cual será sometido a una revista especializada en temas de índole similares.

Estos productos reflejan el impacto académico, tecnológico y social del proyecto, contribuyendo al desarrollo de soluciones mecatrónicas accesibles para pacientes que presenten algún problema postictus en sus extremidades superiores.

ANEXOS

5.6 Códigos de Arduino previos al programa final del exoesqueleto

Programa 5.1: Detección de señal de los sensores de fuerza

```
1  #include <Servo.h>
2
3  //Librerías
4  #include <Servo.h>
5
6
7  // Declarar Servomotores
8  Servo indice;
9  Servo anular;
10 Servo pulgar;
11
12 // Sensores de Fuerza
13 const int sensor_pulgar_f = A0; // Flexión Pulgar
14 const int sensor_pulgar_e = A1; // Extensión Pulgar
15 const int sensor_indice_f = A2; // Flexión Índice
16 const int sensor_indice_e = A3; // Extensión Índice
17 const int sensor_anular_f = A4; // Flexión Anular
18 const int sensor_anular_e = A5; // Extensión Anular
19
20 // Inicializar grados y Movimiento Servomotores (0° a 180°)
21 float grados_indice = 0;
22 float grados_anular = 0;
23 float grados_pulgar = 0;
24
25 // Conversores de Grados Reales de los Servomotores (0° a 270°)
26 float grados_servo_indice;
27 float grados_servo_anular;
```

```

28 float grados_servo_pulgar;
29
30 void setup()
31 {
32     // Activar Puerto Serial
33     Serial.begin(115200);
34
35     // Pines para cada Servomotor
36     pulgar.attach(6,500,2500);
37     indice.attach(5,500,2500);
38     anular.attach(3,500,2500);
39
40     indice.write(grados_indice);
41     anular.write(grados_anular);
42     pulgar.write(grados_pulgar);
43
44 }
45
46 void loop()
47 {
48
49     //*****Lectura y envío de datos Servomotores*****
50
51     indice.write(grados_indice);
52     anular.write(grados_anular);
53     pulgar.write(grados_pulgar);
54
55     //*****Conversión de grados reales para servo de 270°*****
56
57     grados_servo_indice = map(grados_indice,0,180,0,270);
58     grados_servo_anular = map(grados_anular,0,180,0,270);
59     grados_servo_pulgar = map(grados_pulgar,0,180,0,270);

```

```

60
61 //*****Imprimir datos recolectados*****
62 Serial.print("Pulgar Flexion: ");
63 Serial.print(analogRead(sensor_pulgar_f));
64
65 Serial.print("  Indice Flexion: ");
66 Serial.print(analogRead(sensor_indice_f));
67
68 Serial.print("  Anular Flexion: ");
69 Serial.print(analogRead(sensor_anular_f));
70
71 Serial.print("  Pulgar Extension: ");
72 Serial.print(analogRead(sensor_pulgar_e));
73
74 Serial.print("  Indice Extension: ");
75 Serial.print(analogRead(sensor_indice_e));
76
77 Serial.print("  Anular Extension: ");
78 Serial.println(analogRead(sensor_anular_e));
79
80 //*****Delay del Programa*****
81 delay(100);
82 }

```

Programa 5.2: Recolección de datos cuando la mano está abierta en estado de reposo

```

1 #include <Servo.h>
2
3 //Librerías
4 #include <Servo.h>
5
6
7 // Declarar Servomotores

```



```

8  Servo indice;
9  Servo anular;
10 Servo pulgar;
11
12 //Tiempo en milisegundos
13 int tiempo = 0;
14
15 // Sensores de Fuerza
16 const int sensor_pulgar_f = A0; // Flexión Pulgar
17 const int sensor_pulgar_e = A1; // Extensión Pulgar
18 const int sensor_indice_f = A2; // Flexión Índice
19 const int sensor_indice_e = A3; // Extensión Índice
20 const int sensor_anular_f = A4; // Flexión Anular
21 const int sensor_anular_e = A5; // Extensión Anular
22
23
24 // Inicializar grados y Movimiento Servomotores (0° a 180°)
25 float grados_indice = 0;
26 float grados_anular = 0;
27 float grados_pulgar = 0;
28
29
30 // Conversores de Grados Reales de los Servomotores (0° a 270°)
31 float grados_servo_indice;
32 float grados_servo_anular;
33 float grados_servo_pulgar;
34
35 //Contador para mandar datos
36 int contador = 0;
37
38
39 void setup()

```

```

40 {
41     // Activar Puerto Serial
42     Serial.begin(9600);
43
44     // Pines para cada Servomotor
45     pulgar.attach(6,500,2500);
46     indice.attach(5,500,2500);
47     anular.attach(3,500,2500);
48
49     indice.write(grados_indice);
50     anular.write(grados_anular);
51     pulgar.write(grados_pulgar);
52
53 }
54
55 void loop()
56 {
57     // *****
58     // *****
59     // *****Salida de Datos*****
60     // *****
61     // *****
62
63     // Empezar a contar
64     contador++;
65
66     //*****Lectura y envío de datos Servomotores
67         *****
68
69     indice.write(grados_indice);
70     anular.write(grados_anular);
71     pulgar.write(grados_pulgar);

```

```

71
72
73 if((contador>=10) and (contador<=20))
74 {
75
76     //*****Imprimir datos recolectados*****
77
78     //Imprimir hora:
79     Serial.print("DATA, TIME, ");
80
81     //Imprimir Tiempo en milisegundos
82     Serial.print(",");
83     Serial.print(tiempo);
84
85     //Serial.print("Pulgar Flexion: ");
86     Serial.print(",");
87     Serial.print(analogRead(sensor_pulgar_f));
88
89     //Serial.print("  Indice Flexion: ");
90     Serial.print(",");
91     Serial.print(analogRead(sensor_indice_f));
92
93     //Serial.print("  Anular Flexion: ");
94     Serial.print(",");
95     Serial.print(analogRead(sensor_anular_f));
96
97     // Serial.print(" Pulgar Extension: ");
98     Serial.print(",");
99     Serial.print(analogRead(sensor_pulgar_e));
100
101     //Serial.print("  Indice Extension: ");
102     Serial.print(",");

```

```

103 Serial.print(analogRead(sensor_indice_e));
104
105 //Serial.print("  Anular Extension: ");
106 Serial.print(",");
107 Serial.println(analogRead(sensor_anular_e));
108
109 tiempo = tiempo + 100;
110 }
111
112 //*****Conversión de grados reales para servo de 270°*****
113
114 grados_servo_indice = map(grados_indice,0,180,0,270);
115 grados_servo_anular = map(grados_anular,0,180,0,270);
116 grados_servo_pulgar = map(grados_pulgar,0,180,0,270);
117
118 //*****Delay del Programa*****
119
120 delay(100);
121 }

```

Programa 5.3: Recolección de datos cuando la mano está cerrada en estado de reposo

```

1 #include <Servo.h>
2
3 //Librerías
4 #include <Servo.h>
5
6
7 // Declarar Servomotores
8 Servo indice;
9 Servo anular;
10 Servo pulgar;
11

```

```

12 //Tiempo en milisegundos
13 int tiempo = 0;
14
15 // Sensores de Fuerza
16 const int sensor_pulgar_f = A0; // Flexión Pulgar
17 const int sensor_pulgar_e = A1; // Extensión Pulgar
18 const int sensor_indice_f = A2; // Flexión Índice
19 const int sensor_indice_e = A3; // Extensión Índice
20 const int sensor_anular_f = A4; // Flexión Anular
21 const int sensor_anular_e = A5; // Extensión Anular
22
23
24 // Inicializar grados y Movimiento Servomotores (0° a 180°)
25 float grados_indice = 130;
26 float grados_anular = 130;
27 float grados_pulgar = 110;
28
29
30 // Conversores de Grados Reales de los Servomotores (0° a 270°)
31 float grados_servo_indice;
32 float grados_servo_anular;
33 float grados_servo_pulgar;
34
35 //Contador para mandar datos
36 int contador = 0;
37
38
39 void setup()
40 {
41     // Activar Puerto Serial
42     Serial.begin(9600);
43

```

```

44 // Pines para cada Servomotor
45 pulgar.attach(6,500,2500);
46 indice.attach(5,500,2500);
47 anular.attach(3,500,2500);
48
49 indice.write(grados_indice);
50 anular.write(grados_anular);
51 pulgar.write(grados_pulgar);
52
53 }
54
55 void loop()
56 {
57 // *****
58 // *****
59 // *****Salida de Datos*****
60 // *****
61 // *****
62
63 // Empezar a contar
64 contador++;
65
66 //*****Lectura y envío de datos Servomotores
67
68 //*****
69
70 indice.write(grados_indice);
71 anular.write(grados_anular);
72 pulgar.write(grados_pulgar);
73
74
75 if((contador>=10) and (contador<=20))
76 {

```

```

75
76 //*****Imprimir datos recolectados*****
77
78
79
80
81 //Imprimir hora:
82 Serial.print("DATA, TIME, ");
83
84 //Imprimir Tiempo en milisegundos
85 Serial.print(",");
86 Serial.print(tiempo);
87
88 //Serial.print("Pulgar Flexion: ");
89 Serial.print(",");
90 Serial.print(analogRead(sensor_pulgar_f));
91
92 //Serial.print(" Indice Flexion: ");
93 Serial.print(",");
94 Serial.print(analogRead(sensor_indice_f));
95
96 //Serial.print(" Anular Flexion: ");
97 Serial.print(",");
98 Serial.print(analogRead(sensor_anular_f));
99
100 // Serial.print(" Pulgar Extension: ");
101 Serial.print(",");
102 Serial.print(analogRead(sensor_pulgar_e));
103
104 //Serial.print(" Indice Extension: ");
105 Serial.print(",");
106 Serial.print(analogRead(sensor_indice_e));

```

```

107
108 //Serial.print("  Anular Extension: ");
109 Serial.print(",");
110 Serial.println(analogRead(sensor_anular_e));
111
112 tiempo = tiempo + 100;
113 }
114
115
116
117
118 //*****Conversión de grados reales para servo de 270°*****
119
120 grados_servo_indice = map(grados_indice,0,180,0,270);
121 grados_servo_anular = map(grados_anular,0,180,0,270);
122 grados_servo_pulgar = map(grados_pulgar,0,180,0,270);
123
124 /*
125 Serial.print("Indice: ");
126 Serial.print(grados_servo_indice);
127 Serial.print("  Anular: ");
128 Serial.print(grados_servo_anular);
129 Serial.print("  Pulgar: ");
130 Serial.println(grados_servo_pulgar);
131
132 */
133
134
135 //*****Delay del Programa*****
136
137 delay(100);
138 }

```

Programa 5.4: Recolección de datos de los movimientos de flexión de los dedos para los distintos tipos de fuerza

```
1
2 //Librerías
3 #include <Servo.h>
4
5
6 // Declarar Servomotores
7 Servo indice;
8 Servo anular;
9 Servo pulgar;
10
11 //Tiempo en milisegundos
12 int tiempo = 0;
13
14 // Sensores de Fuerza
15 const int sensor_pulgar_f = A0; // Flexión Pulgar
16 const int sensor_pulgar_e = A1; // Extensión Pulgar
17 const int sensor_indice_f = A2; // Flexión Índice
18 const int sensor_indice_e = A3; // Extensión Índice
19 const int sensor_anular_f = A4; // Flexión Anular
20 const int sensor_anular_e = A5; // Extensión Anular
21
22
23 // Inicializar grados y Movimiento Servomotores (0° a 180°)
24 float grados_indice = 0;
25 float grados_anular = 0;
26 float grados_pulgar = 0;
27
28
```

```

29 // Conversores de Grados Reales de los Servomotores (0° a 270°)
30 float grados_servo_indice;
31 float grados_servo_anular;
32 float grados_servo_pulgar;
33
34 //Contador para mandar datos
35 int contador = 0;
36
37
38 void setup()
39 {
40     // Activar Puerto Serial
41     Serial.begin(9600);
42
43     // Pines para cada Servomotor
44     pulgar.attach(6,500,2500);
45     indice.attach(5,500,2500);
46     anular.attach(3,500,2500);
47
48     indice.write(grados_indice);
49     anular.write(grados_anular);
50     pulgar.write(grados_pulgar);
51
52 }
53
54 void loop()
55 {
56     // *****
57     // *****
58     // *****Salida de Datos*****
59     // *****
60     // *****

```

```

61
62 // Empezar a contar
63
64 if(analogRead(sensor_anular_f) >= 210)
65 {
66     contador++;
67 }
68
69 //*****Lectura y envío de datos Servomotores
70     *****
71
72 indice.write(grados_indice);
73 anular.write(grados_anular);
74 pulgar.write(grados_pulgar);
75
76 if((contador>=10) and (contador<=20))
77 {
78
79     //*****Imprimir datos recolectados
80         *****
81
82 //Imprimir hora:
83 Serial.print("DATA, TIME, ");
84
85 //Imprimir Tiempo en milisegundos
86 Serial.print(",");
87 Serial.print(tiempo);
88
89 //Serial.print("Pulgar Flexion: ");
90 Serial.print(",");
91 Serial.print(analogRead(sensor_pulgar_f));

```

```

91
92 //Serial.print("  Indice Flexion: ");
93 Serial.print(",");
94 Serial.print(analogRead(sensor_indice_f));
95
96 //Serial.print("  Anular Flexion: ");
97 Serial.print(",");
98 Serial.print(analogRead(sensor_anular_f));
99
100 // Serial.print("  Pulgar Extension: ");
101 Serial.print(",");
102 Serial.print(analogRead(sensor_pulgar_e));
103
104 //Serial.print("  Indice Extension: ");
105 Serial.print(",");
106 Serial.print(analogRead(sensor_indice_e));
107
108 //Serial.print("  Anular Extension: ");
109 Serial.print(",");
110 Serial.println(analogRead(sensor_anular_e));
111
112 tiempo = tiempo + 100;
113 }
114
115
116
117
118
119
120 //*****Conversión de grados reales para servo de 270°*****
121
122 grados_servo_indice = map(grados_indice,0,180,0,270);

```

```

123   grados_servo_anular = map(grados_anular,0,180,0,270);
124   grados_servo_pulgar = map(grados_pulgar,0,180,0,270);
125
126
127
128
129
130
131   //*****Delay del Programa*****
132
133   delay(100);
134 }

```

Programa 5.5: Recolección de datos de los movimientos de extensión de los dedos para los distintos tipos de fuerza

```

1
2 //Librerías
3 #include <Servo.h>
4
5
6 // Declarar Servomotores
7 Servo indice;
8 Servo anular;
9 Servo pulgar;
10
11 //Tiempo en milisegundos
12 int tiempo = 0;
13
14 // Sensores de Fuerza
15 const int sensor_pulgar_f = A0; // Flexión Pulgar
16 const int sensor_pulgar_e = A1; // Extensión Pulgar
17 const int sensor_indice_f = A2; // Flexión Índice

```

```

18 const int sensor_indice_e = A3; // Extensión Índice
19 const int sensor_anular_f = A4; // Flexión Anular
20 const int sensor_anular_e = A5; // Extensión Anular
21
22
23 // Inicializar grados y Movimiento Servomotores (0° a 180°)
24 float grados_indice = 130;
25 float grados_anular = 130;
26 float grados_pulgar = 110;
27
28
29 // Conversores de Grados Reales de los Servomotores (0° a 270°)
30 float grados_servo_indice;
31 float grados_servo_anular;
32 float grados_servo_pulgar;
33
34 //Contador para mandar datos
35 int contador = 0;
36
37
38 void setup()
39 {
40     // Activar Puerto Serial
41     Serial.begin(9600);
42
43     // Pines para cada Servomotor
44     pulgar.attach(6,500,2500);
45     indice.attach(5,500,2500);
46     anular.attach(3,500,2500);
47
48     indice.write(grados_indice);
49     anular.write(grados_anular);

```

```

50     pulgar.write(grados_pulgar);
51
52 }
53
54 void loop()
55 {
56     //*****
57     //*****
58     //*****Salida de Datos*****
59     //*****
60     //*****
61
62     // Empezar a contar
63
64     if(analogRead(sensor_anular_e) >= 60)
65     {
66         contador++;
67     }
68
69     //*****Lectura y envío de datos Servomotores
70         *****
71
72     indice.write(grados_indice);
73     anular.write(grados_anular);
74     pulgar.write(grados_pulgar);
75
76
77     if((contador >= 10) and (contador <= 20))
78     {
79
80         //*****Imprimir datos recolectados
81             *****

```

```

80
81 //Imprimir hora:
82 Serial.print("DATA, TIME, ");
83
84 //Imprimir Tiempo en milisegundos
85 Serial.print(",");
86 Serial.print(tiempo);
87
88 //Serial.print("Pulgar Flexion: ");
89 Serial.print(",");
90 Serial.print(analogRead(sensor_pulgar_f));
91
92 //Serial.print("  Indice Flexion: ");
93 Serial.print(",");
94 Serial.print(analogRead(sensor_indice_f));
95
96 //Serial.print("  Anular Flexion: ");
97 Serial.print(",");
98 Serial.print(analogRead(sensor_anular_f));
99
100 // Serial.print(" Pulgar Extension: ");
101 Serial.print(",");
102 Serial.print(analogRead(sensor_pulgar_e));
103
104 //Serial.print("  Indice Extension: ");
105 Serial.print(",");
106 Serial.print(analogRead(sensor_indice_e));
107
108 //Serial.print("  Anular Extension: ");
109 Serial.print(",");
110 Serial.println(analogRead(sensor_anular_e));
111

```



```

112     tiempo = tiempo + 100;
113 }
114
115
116 //*****Conversión de grados reales para servo de 270°*****
117
118 grados_servo_indice = map(grados_indice,0,180,0,270);
119 grados_servo_anular = map(grados_anular,0,180,0,270);
120 grados_servo_pulgar = map(grados_pulgar,0,180,0,270);
121
122
123 //*****Delay del Programa*****
124
125 delay(100);
126 }

```

5.7 Códigos de Python para la obtención de umbrales para el exoesqueleto

Programa 5.6: Cálculo del promedio de los valores de los sensores de la hoja "Mano Abierta Reposo"

```

1  # =====
2  # Cálculo de promedios de sensores en Python
3  # =====
4
5  # Importar librería necesaria
6  import pandas as pd
7
8  # Cargar el archivo Excel
9  file_path = "Base_Datos_Exo.xlsx"
10
11 # Leer la primera hoja del archivo (Mano Abierta Reposo)

```

```

12 df = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Mano Abierta Reposo")
13
14 # Seleccionar las columnas de los sensores (de la C a la H -> índices 2 a 7)
15 sensores = df.iloc[:, 2:8]
16
17 # Calcular el promedio de cada sensor
18 promedios = sensores.mean()
19
20 # Mostrar los resultados en pantalla
21 print("=== Promedios de cada sensor ===")
22 print(promedios)

```

Programa 5.7: Cálculo del promedio de los valores de los sensores de la hoja "Mano Cerrada Reposo"

```

1 # =====
2 # Cálculo de promedios de sensores en Python
3 # (Hoja: Mano Cerrada Reposo)
4 # =====
5
6 # Leer la hoja "Mano Cerrada Reposo"
7 df_cerrada = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Mano Cerrada
8     Reposo")
9
10 # Seleccionar las columnas de los sensores (de la C a la H -> índices 2 a 7)
11
12 sensores_cerrada = df_cerrada.iloc[:, 2:8]
13
14 # Calcular el promedio de cada sensor
15 promedios_cerrada = sensores_cerrada.mean()
16
17 # Mostrar los resultados en pantalla

```

```

16 print("=== Promedios de cada sensor (Mano Cerrada Reposo) ===")
17 print(promedios_cerrada)

```

Programa 5.8: Filtrado y cálculo de valores de los sensores en la hoja "Flexión Fuerza Suave"

```

1  # =====
2  # Filtrado y cálculo de valores de sensores en Python
3  # (Hoja: Flexión Fuerza Suave)
4  # =====
5
6  # Revisar los nombres exactos de las hojas disponibles en el
   archivo
7  xls = pd.ExcelFile(file_path)
8  xls.sheet_names
9
10 # Cargar la hoja "Flexion Fuerza Suave"
11 df_flex_suave = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Flexion
   Fuerza Suave")
12
13 # Seleccionar las columnas de los sensores (de la C a la H -> i
   ndices 2 a 7)
14 sensores_flex_suave = df_flex_suave.iloc[:, 2:8]
15
16 # Valores promedio previos de referencia (umbrales mínimos)
17 umbrales_minimos = {
18     "Pulgar Flexión": max(93.064935, 0.720779),
19     "Índice Flexión": max(144.522727, 0.548701),
20     "Anular Flexión": max(135.529221, 5.061688),
21     "Pulgar Extensión": max(89.159091, 0.801948),
22     "Índice Extensión": max(0.301948, 0.672078),
23     "Anular Extensión": max(0.168831, 49.788961)
24 }

```

```

25
26 # Crear un DataFrame filtrado según los valores mínimos
27 sensores_filtrados = sensores_flex_suave.copy()
28 for sensor in sensores_filtrados.columns:
29     sensores_filtrados[sensor] = sensores_filtrados[sensor][
30         sensores_filtrados[sensor] > umbrales_minimos[sensor]
31     ]
32
33 # Calcular valores mínimo, máximo y promedio para cada sensor
filtrado
34 resultados_flex_suave = pd.DataFrame({
35     "Mínimo utilizado": sensores_filtrados.min(),
36     "Máximo utilizado": sensores_filtrados.max(),
37     "Promedio (filtrado)": sensores_filtrados.mean()
38 })
39
40 # Mostrar los resultados finales
41 print("=== Resultados filtrados: Flexión Fuerza Suave ===")
42 print(resultados_flex_suave)

```

Programa 5.9: Filtrado y cálculo de valores de los sensores en la hoja "Flexión Fuerza Media"

```

1 # =====
2 # Filtrado y cálculo de valores de sensores en Python
3 # (Hoja: Flexión Fuerza Media)
4 # =====
5
6 # Cargar la hoja "Flexion Fuerza Media"
7 df_flex_media = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Flexion
8     Fuerza Media")
9
10 # Seleccionar solo las columnas de flexión (las primeras tres:

```

```

    Pulgar, Índice y Anular)
10 sensores_flex_media = df_flex_media.iloc[:, 2:5]
11
12 # Umbralés mínimos: promedios filtrados obtenidos de la hoja
    anterior (Flexión Fuerza Suave)
13 umbrales_minimos_media = {
14     "Pulgar Flexión": 138.419689,
15     "Índice Flexión": 191.664452,
16     "Anular Flexión": 327.483766
17 }
18
19 # Crear un DataFrame filtrado según los valores mínimos
    establecidos
20 sensores_filtrados_media = sensores_flex_media.copy()
21 for sensor in sensores_filtrados_media.columns:
22     sensores_filtrados_media[sensor] = sensores_filtrados_media[
        sensor][
23         sensores_filtrados_media[sensor] > umbrales_minimos_media
            [sensor]
24     ]
25
26 # Calcular los valores mínimo, máximo y promedio para cada sensor
    filtrado
27 resultados_flex_media = pd.DataFrame({
28     "Mínimo utilizado": sensores_filtrados_media.min(),
29     "Máximo utilizado": sensores_filtrados_media.max(),
30     "Promedio (filtrado)": sensores_filtrados_media.mean()
31 })
32
33 # Mostrar los resultados finales
34 print("=== Resultados filtrados: Flexión Fuerza Media ===")
35 print(resultados_flex_media)

```

Programa 5.10: Filtrado y cálculo de valores de los sensores en la hoja "Flexión Fuerza Fuerte"

```
1 # =====
2 # Filtrado y cálculo de valores de sensores en Python
3 # (Hoja: Flexión Fuerza Fuerte)
4 # =====
5
6 # Cargar la hoja "Flexion Fuerza Fuerte"
7 df_flex_fuerte = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Flexion
8     Fuerza Fuerte")
9
10 # Seleccionar solo las columnas de flexión (Pulgar, Índice,
11     Anular -> columnas C, D, E -> índices 2, 3, 4)
12 sensores_flex_fuerte = df_flex_fuerte.iloc[:, 2:5]
13
14 # Umbrales mínimos: promedios filtrados de la hoja anterior (
15     Flexión Fuerza Media)
16 umbrales_minimos_fuerte = {
17     "Pulgar Flexión": 200.650847,
18     "Índice Flexión": 271.834416,
19     "Anular Flexión": 385.198020
20 }
21
22 # Crear un DataFrame filtrado según los umbrales mínimos
23 sensores_filtrados_fuerte = sensores_flex_fuerte.copy()
24 for sensor in sensores_filtrados_fuerte.columns:
25     sensores_filtrados_fuerte[sensor] = sensores_filtrados_fuerte
26         [sensor][
27             sensores_filtrados_fuerte[sensor] >
28                 umbrales_minimos_fuerte[sensor]
```

```

24     ]
25
26     # Calcular los valores mínimo, máximo y promedio para cada sensor
      filtrado
27 resultados_flex_fuerte = pd.DataFrame({
28     "Mínimo utilizado": sensores_filtrados_fuerte.min(),
29     "Máximo utilizado": sensores_filtrados_fuerte.max(),
30     "Promedio (filtrado)": sensores_filtrados_fuerte.mean()
31 })
32
33 # Mostrar los resultados finales
34 print("== Resultados filtrados: Flexión Fuerza Fuerte ==")
35 print(resultados_flex_fuerte)

```

Programa 5.11: Filtrado y cálculo de valores de los sensores en la hoja .Extensión Fuerza Suave"

```

1  # =====
2  # Filtrado y cálculo de valores de sensores en Python
3  # (Hoja: Extensión Fuerza Suave)
4  # =====
5
6  # Cargar la hoja "Extensión Fuerza Suave"
7  df_ext_suave = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Extensión
      Fuerza Suave")
8
9  # Seleccionar las columnas de los sensores (de la C a la H -> í
      ndices 2 a 7)
10 sensores_ext_suave = df_ext_suave.iloc[:, 2:8]
11
12 # Umbrales mínimos tomados de los promedios de las hojas
13 # "Mano Abierta Reposo" y "Mano Cerrada Reposo"
14 umbrales_minimos_ext = {

```

```

15     "Pulgar Flexión": max(93.064935, 0.720779),
16     "Índice Flexión": max(144.522727, 0.548701),
17     "Anular Flexión": max(135.529221, 5.061688),
18     "Pulgar Extensión": max(89.159091, 0.801948),
19     "Índice Extensión": max(0.301948, 0.672078),
20     "Anular Extensión": max(0.168831, 49.788961)
21 }
22
23 # Crear un DataFrame filtrado según los umbrales mínimos
24 sensores_filtrados_ext_suave = sensores_ext_suave.copy()
25 for sensor in sensores_filtrados_ext_suave.columns:
26     sensores_filtrados_ext_suave[sensor] =
27         sensores_filtrados_ext_suave[sensor][
28             sensores_filtrados_ext_suave[sensor] >
29             umbrales_minimos_ext[sensor]
30         ]
31
32 # Calcular los valores mínimo, máximo y promedio para cada sensor
33 filtrado
34 # (solo los sensores de extensión)
35 resultados_ext_suave = pd.DataFrame({
36     "Mínimo utilizado": sensores_filtrados_ext_suave.min(),
37     "Máximo utilizado": sensores_filtrados_ext_suave.max(),
38     "Promedio (filtrado)": sensores_filtrados_ext_suave.mean()
39 }).loc[["Pulgar Extensión", "Índice Extensión", "Anular Extensión",
40         ""]]
41
42 # Mostrar los resultados finales
43 print("=== Resultados filtrados: Extensión Fuerza Suave ===")
44 print(resultados_ext_suave)

```


Programa 5.12: Filtrado y cálculo de valores de los sensores en la hoja .Extensión Fuerza Media"

```
1 # =====
2 # Filtrado y cálculo de valores de sensores en Python
3 # (Hoja: Extensión Fuerza Media)
4 # =====
5
6 # Cargar la hoja "Extensión Fuerza Media"
7 df_ext_media = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Extensión
8     Fuerza Media")
9
10 # Seleccionar solo las columnas de extensión (Pulgar, Índice,
11     Anular -> columnas F, G, H -> índices 5, 6, 7)
12 sensores_ext_media = df_ext_media.iloc[:, 5:8]
13
14 # Umbrales mínimos: promedios filtrados de la hoja anterior (
15     Extensión Fuerza Suave)
16 umbrales_minimos_ext_media = {
17     "Pulgar Extensión": 238.378289,
18     "Índice Extensión": 95.957792,
19     "Anular Extensión": 527.152597
20 }
21
22 # Crear un DataFrame filtrado según los umbrales mínimos
23     establecidos
24 sensores_filtrados_ext_media = sensores_ext_media.copy()
25 for sensor in sensores_filtrados_ext_media.columns:
26     sensores_filtrados_ext_media[sensor] =
27         sensores_filtrados_ext_media[sensor][
28             sensores_filtrados_ext_media[sensor] >
29             umbrales_minimos_ext_media[sensor]
30         ]
```

```

25
26 # Calcular los valores mínimo, máximo y promedio para cada sensor
   filtrado
27 resultados_ext_media = pd.DataFrame({
28     "Mínimo utilizado": sensores_filtrados_ext_media.min(),
29     "Máximo utilizado": sensores_filtrados_ext_media.max(),
30     "Promedio (filtrado)": sensores_filtrados_ext_media.mean()
31 })
32
33 # Mostrar los resultados finales
34 print("=== Resultados filtrados: Extensión Fuerza Media ===")
35 print(resultados_ext_media)

```

Programa 5.13: Filtrado y cálculo de valores de los sensores en la hoja .Extensión Fuerza Fuerte"

```

1 # =====
2 # Filtrado y cálculo de valores de sensores en Python
3 # (Hoja: Extensión Fuerza Fuerte)
4 # =====
5
6 # Cargar la hoja "Extensión Fuerza Fuerte"
7 df_ext_fuerte = pd.read_excel(file_path, sheet_name="Extensión
   Fuerza Fuerte")
8
9 # Seleccionar solo las columnas de extensión (Pulgar, Índice,
   Anular -> columnas F, G, H -> índices 5, 6, 7)
10 sensores_ext_fuerte = df_ext_fuerte.iloc[:, 5:8]
11
12 # Umbrales mínimos: promedios filtrados de la hoja anterior (
   Extensión Fuerza Media)
13 umbrales_minimos_ext_fuerte = {
14     "Pulgar Extensión": 329.910345,

```

```

15     "Índice Extensión": 206.074830,
16     "Anular Extensión": 667.545455
17 }
18
19
20
21 # Crear un DataFrame filtrado según los umbrales mínimos
   establecidos
22 sensores_filtrados_ext_fuerte = sensores_ext_fuerte.copy()
23 for sensor in sensores_filtrados_ext_fuerte.columns:
24     sensores_filtrados_ext_fuerte[sensor] =
25         sensores_filtrados_ext_fuerte[sensor][
26             sensores_filtrados_ext_fuerte[sensor] >
27                 umbrales_minimos_ext_fuerte[sensor]
28         ]
29
30 # Calcular los valores mínimo, máximo y promedio para cada sensor
   filtrado
31 resultados_ext_fuerte = pd.DataFrame({
32     "Mínimo utilizado": sensores_filtrados_ext_fuerte.min(),
33     "Máximo utilizado": sensores_filtrados_ext_fuerte.max(),
34     "Promedio (filtrado)": sensores_filtrados_ext_fuerte.mean()
35 })
36
37
38
39 # Mostrar los resultados finales
40 print("=== Resultados filtrados: Extensión Fuerza Fuerte ===")
41 print(resultados_ext_fuerte)

```

5.8 Código final para el exoesqueleto

Programa 5.14: Control del exoesqueleto de mano basado en fuerza aplicada por cada dedo

```
1 //
2 // Librerías
3 //
4 #include <Servo.h>
5
6 //
7 // Declarar Servomotores
8 //
9 Servo indice;
10 Servo anular;
11 Servo pulgar;
12
13 //
14 // Sensores de Fuerza
15 //
16 const int sensor_pulgar_f = A0; // Flexión Pulgar
17 const int sensor_pulgar_e = A1; // Extensión Pulgar
18 const int sensor_indice_f = A2; // Flexión Índice
19 const int sensor_indice_e = A3; // Extensión Índice
20 const int sensor_anular_f = A4; // Flexión Anular
21 const int sensor_anular_e = A5; // Extensión Anular
22
23 //
24 // Inicializar grados y Movimiento Servomotores (0° a 180°)
25 //
26 float grados_indice = 0;
27 float grados_anular = 0;
28 float grados_pulgar = 0;
```

```

29
30 //
31 // Conversores de Grados Reales de los Servomotores (0° a 270°)
32 //
33 float grados_servo_indice;
34 float grados_servo_anular;
35 float grados_servo_pulgar;
36
37 //
38 // Contadores para cada sensor
39 //
40 int cont_pulgar_flex = 0; // Contador pulgar flexión
41 int cont_pulgar_ext = 0; // Contador pulgar extensión
42 int cont_indice_flex = 0; // Contador índice flexión
43 int cont_indice_ext = 0; // Contador índice extensión
44 int cont_anular_flex = 0; // Contador anular flexión
45 int cont_anular_ext = 0; // Contador anular extensión
46
47 //
48 // Umbrales de activación para cada sensor
49 // (valores asociados a fuerza Suave / Medio / Fuerte)
50 //
51 int pu_flex_suave = 138; // Pulgar Flexión Suave
52 int pu_flex_medio = 201; // Pulgar Flexión Medio
53 int pu_flex_fuerte = 292; // Pulgar Flexión Fuerte
54
55 int pu_ext_suave = 238; // Pulgar Extensión Suave
56 int pu_ext_medio = 330; // Pulgar Extensión Medio
57 int pu_ext_fuerte = 571; // Pulgar Extensión Fuerte
58
59 int in_flex_suave = 192; // Índice Flexión Suave
60 int in_flex_medio = 272; // Índice Flexión Medio

```

```

61 int in_flex_fuerte = 306; // Índice Flexión Fuerte
62
63 int in_ext_suave = 96; // Índice Extensión Suave
64 int in_ext_medio = 206; // Índice Extensión Medio
65 int in_ext_fuerte = 390; // Índice Extensión Fuerte
66
67 int an_flex_suave = 327; // Anular Flexión Suave
68 int an_flex_medio = 385; // Anular Flexión Medio
69 int an_flex_fuerte = 435; // Anular Flexión Fuerte
70
71 int an_ext_suave = 527; // Anular Extensión Suave
72 int an_ext_medio = 668; // Anular Extensión Medio
73 int an_ext_fuerte = 740; // Anular Extensión Fuerte
74
75 //
76 // Velocidad de activación (speed * 10 ms)
77 // Si el contador supera 'speed', se considera que la intención
    es real
78 //
79 int speed = 30;
80
81 //
82 // Grados máximos de desplazamiento de cada servo
83 //
84 float max_ind = 130;
85 float max_anu = 130;
86 float max_pul = 110;
87
88 void setup()
89 {
90     // Activar Puerto Serial (opcional para depurar)
91     // Serial.begin(115200);

```

```

92
93 // Pines para cada Servomotor
94 pulgar.attach(6,500,2500);
95 indice.attach(5,500,2500);
96 anular.attach(3,500,2500);
97 }
98
99 void loop()
100 {
101 // *****
102 // *****Contadores*****
103 // *****
104
105 // ----- Contador Flexión Pulgar -----
106 if (analogRead(sensor_pulgar_f) >= pu_flex_suave)
107 {
108     cont_pulgar_flex++;
109     cont_pulgar_ext = 0; // evita que flexión y extensión activen
        al mismo tiempo
110 }
111 else
112 {
113     cont_pulgar_flex = 0;
114 }
115
116 // ----- Contador Extensión Pulgar -----
117 if (analogRead(sensor_pulgar_e) >= pu_ext_suave)
118 {
119     cont_pulgar_ext++;
120 }
121 else
122 {

```

```

123     cont_pulgar_ext = 0;
124 }
125
126 // ----- Contador Flexión Índice -----
127 if (analogRead(sensor_indice_f) >= in_flex_suave)
128 {
129     cont_indice_flex++;
130 }
131 else
132 {
133     cont_indice_flex = 0;
134 }
135
136 // ----- Contador Extensión Índice -----
137 if (analogRead(sensor_indice_e) >= in_ext_suave)
138 {
139     cont_indice_ext++;
140 }
141 else
142 {
143     cont_indice_ext = 0;
144 }
145
146 // ----- Contador Flexión Anular -----
147 if (analogRead(sensor_anular_f) >= an_flex_suave)
148 {
149     cont_anular_flex++;
150 }
151 else
152 {
153     cont_anular_flex = 0;
154 }

```



```

155
156 // ----- Contador Extensión Anular -----
157 if (analogRead(sensor_anular_e) >= an_ext_suave)
158 {
159     cont_anular_ext++;
160 }
161 else
162 {
163     cont_anular_ext = 0;
164 }
165
166 // *****
167 // *****Flexión del Dedo Pulgar*****
168 // *****
169 if (cont_pulgar_flex >= speed)
170 {
171     // Lento (Fuerza Suave)
172     if ((analogRead(sensor_pulgar_f) >= pu_flex_suave) &&
173         (analogRead(sensor_pulgar_f) < pu_flex_medio))
174     {
175         grados_pulgar = grados_pulgar + 0.5;
176         if (grados_pulgar >= max_pul) { grados_pulgar = max_pul; }
177     }
178
179     // Medio (Fuerza Media)
180     if ((analogRead(sensor_pulgar_f) >= pu_flex_medio) &&
181         (analogRead(sensor_pulgar_f) < pu_flex_fuerte))
182     {
183         grados_pulgar = grados_pulgar + 1;
184         if (grados_pulgar >= max_pul) { grados_pulgar = max_pul; }
185     }
186

```

```

187 // Rápido (Fuerza Fuerte)
188 if (analogRead(sensor_pulgar_f) >= pu_flex_fuerte)
189 {
190     grados_pulgar = grados_pulgar + 2;
191     if (grados_pulgar >= max_pul) { grados_pulgar = max_pul; }
192 }
193 }
194
195 // *****
196 // *****Extensión del Dedo Pulgar*****
197 // *****
198 if (cont_pulgar_ext >= speed)
199 {
200     // Lento (Fuerza Suave)
201     if ((analogRead(sensor_pulgar_e) >= pu_ext_suave) &&
202         (analogRead(sensor_pulgar_e) < pu_ext_medio))
203     {
204         grados_pulgar = grados_pulgar - 0.5;
205         if (grados_pulgar <= 0) { grados_pulgar = 0; }
206     }
207
208     // Medio (Fuerza Media)
209     if ((analogRead(sensor_pulgar_e) >= pu_ext_medio) &&
210         (analogRead(sensor_pulgar_e) < pu_ext_fuerte))
211     {
212         grados_pulgar = grados_pulgar - 1;
213         if (grados_pulgar <= 0) { grados_pulgar = 0; }
214     }
215
216     // Rápido (Fuerza Fuerte)
217     if (analogRead(sensor_pulgar_e) >= pu_ext_fuerte)
218     {

```

```

219     grados_pulgar = grados_pulgar - 2;
220     if (grados_pulgar <= 0) { grados_pulgar = 0; }
221 }
222 }
223
224 // *****
225 // *****Flexión del Dedo Índice*****
226 // *****
227 if (cont_indice_flex >= speed)
228 {
229     // Lento (Fuerza Suave)
230     if ((analogRead(sensor_indice_f) >= in_flex_suave) &&
231         (analogRead(sensor_indice_f) < in_flex_medio))
232     {
233         grados_indice = grados_indice + 0.5;
234         if (grados_indice >= max_ind) { grados_indice = max_ind; }
235     }
236
237     // Medio (Fuerza Media)
238     if ((analogRead(sensor_indice_f) >= in_flex_medio) &&
239         (analogRead(sensor_indice_f) < in_flex_fuerte))
240     {
241         grados_indice = grados_indice + 1;
242         if (grados_indice >= max_ind) { grados_indice = max_ind; }
243     }
244
245     // Rápido (Fuerza Fuerte)
246     if (analogRead(sensor_indice_f) >= in_flex_fuerte)
247     {
248         grados_indice = grados_indice + 2;
249         if (grados_indice >= max_ind) { grados_indice = max_ind; }
250     }

```

```

251 }
252
253 // *****
254 // *****Extensión del Dedo Índice*****
255 // *****
256 if (cont_indice_ext >= speed)
257 {
258     // Lento (Fuerza Suave)
259     if ((analogRead(sensor_indice_e) >= in_ext_suave) &&
260         (analogRead(sensor_indice_e) < in_ext_medio))
261     {
262         grados_indice = grados_indice - 0.5;
263         if (grados_indice <= 0) { grados_indice = 0; }
264     }
265
266     // Medio (Fuerza Media)
267     if ((analogRead(sensor_indice_e) >= in_ext_medio) &&
268         (analogRead(sensor_indice_e) < in_ext_fuerte))
269     {
270         grados_indice = grados_indice - 1;
271         if (grados_indice <= 0) { grados_indice = 0; }
272     }
273
274     // Rápido (Fuerza Fuerte)
275     if (analogRead(sensor_indice_e) >= in_ext_fuerte)
276     {
277         grados_indice = grados_indice - 2;
278         if (grados_indice <= 0) { grados_indice = 0; }
279     }
280 }
281
282 // *****

```

```

283 //*****Flexión del Dedo Anular*****
284 //*****
285 if (cont_anular_flex >= speed)
286 {
287     // Lento (Fuerza Suave)
288     if ((analogRead(sensor_anular_f) >= an_flex_suave) &&
289         (analogRead(sensor_anular_f) < an_flex_medio))
290     {
291         grados_anular = grados_anular + 0.5;
292         if (grados_anular >= max_anu) { grados_anular = max_anu; }
293     }
294
295     // Medio (Fuerza Media)
296     if ((analogRead(sensor_anular_f) >= an_flex_medio) &&
297         (analogRead(sensor_anular_f) < an_flex_fuerte))
298     {
299         grados_anular = grados_anular + 1;
300         if (grados_anular >= max_anu) { grados_anular = max_anu; }
301     }
302
303     // Rápido (Fuerza Fuerte)
304     if (analogRead(sensor_anular_f) >= an_flex_fuerte)
305     {
306         grados_anular = grados_anular + 2;
307         if (grados_anular >= max_anu) { grados_anular = max_anu; }
308     }
309 }
310
311 //*****
312 //*****Extensión del Dedo Anular*****
313 //*****
314 if (cont_anular_ext >= speed)

```

```

315 {
316     // Lento (Fuerza Suave)
317     if ((analogRead(sensor_anular_e) >= an_ext_suave) &&
318         (analogRead(sensor_anular_e) < an_ext_medio))
319     {
320         grados_anular = grados_anular - 0.5;
321         if (grados_anular <= 0) { grados_anular = 0; }
322     }
323
324     // Medio (Fuerza Media)
325     if ((analogRead(sensor_anular_e) >= an_ext_medio) &&
326         (analogRead(sensor_anular_e) < an_ext_fuerte))
327     {
328         grados_anular = grados_anular - 1;
329         if (grados_anular <= 0) { grados_anular = 0; }
330     }
331
332     // Rápido (Fuerza Fuerte)
333     if (analogRead(sensor_anular_e) >= an_ext_fuerte)
334     {
335         grados_anular = grados_anular - 2;
336         if (grados_anular <= 0) { grados_anular = 0; }
337     }
338 }
339
340 // *****
341 // *****Salida de Datos*****
342 // *****
343
344 // Enviar ángulos actuales a los servos
345 indice.write(grados_indice);
346 anular.write(grados_anular);

```

```
347     pulgar.write(grados_pulgar);
348
349     // Conversión a "grados reales" (0-270°) si se requiere para
        telemetría
350     grados_servo_indice = map(grados_indice, 0,180, 0,270);
351     grados_servo_anular = map(grados_anular, 0,180, 0,270);
352     grados_servo_pulgar = map(grados_pulgar, 0,180, 0,270);
353
354     // Ejemplo de depuración (desactivado en la versión final):
355     /*
356     Serial.print("Pulgar Flexion: ");
357     Serial.println(analogRead(sensor_pulgar_f));
358     ...
359     */
360
361     // Pequeño retardo para suavizar la lectura/acción
362     delay(10);
363 }
```