



Reingeniería a dispositivo protésico de muñeca y mano de 6 grados de libertad

Luis Eduardo Rengifo López

Universidad Militar Nueva Granada
Ingeniería en Mecatrónica
Bogotá, Colombia
Año 2021

Reingeniería a dispositivo protésico de muñeca y mano de 6 grados de libertad

Luis Eduardo Rengifo López

Trabajo de grado presentado como requisito parcial para optar al título de:
Ingeniero en Mecatrónica

Director:

Ph.D. Oscar Fernando Avilés Sánchez

Codirector:

Ph.D. Mauricio Felipe Mouledoux Monroy

Línea de Investigación:

Biomecatrónica

Grupo de Investigación:

DAVINCI

Universidad Militar Nueva Granada

Ingeniería en Mecatrónica

Bogotá, Colombia

Año 2021

Dedicatoria

Este trabajo está dedicado a todas las personas que por motivos aleatorios de la vida no cuentan con algunas de sus extremidades, es una voz de aliento para decirles que la ingeniería y las ciencias están presentes para ayudarlos en esta difícil situación, hace unos años una prótesis sólo podía ser adquirida por personas o familias muy pudientes, incluso debía ser importada (casos especiales); las personas de recursos medios y bajos no podían siquiera aferrarse a la idea de poder ahorrar y adquirir una.

En la actualidad, gracias a la Biomecatrónica y sus avances tecnológicos, un ingeniero con ciertos conocimientos en medicina puede ofrecerle una solución económica, estética y funcional (Prótesis) a cualquier persona que la requiera.
!No están sol@s!

Agradecimientos

A mi tutor: Ph.D. Oscar Fernando Avilés Sánchez y su orientación en el proyecto ING-IMP-3124, del cuál este trabajo de grado es adscrito. Sin su amplio conocimiento, orientación, apoyo e ideas no lo hubiese logrado. Cuando no tenía la solución a alguna problemática de la prótesis sus consejos para solucionarlas siempre fueron de gran ayuda. Infinitas gracias por su paciencia y palabras de apoyo cuando más las necesité. Gracias por su orientación.

A los docentes: Que guiaron todo mi proceso de aprendizaje, desde primer semestre hasta el último, sus conocimientos, palabras y experiencias permitieron formarme integralmente hasta el día de hoy, les debo mis conocimientos. En el lugar que esté y a donde quiera que vaya siempre los tendré en mente, cuando me enfrente a problemas profesionales (ingenieriles) me preguntaré "¿Qué consejo me daría mi docente?". Gracias por su paciencia, por compartir sus conocimientos, experiencias, dedicación y perseverancia.

A mis familiares: Que siempre me dan la energía y apoyo necesario para cumplir mis sueños, quienes siempre han estado y estarán a mi lado en las noches y días más difíciles. Siempre han sido mis mejores guías de vida en especial mis padres y hermana. Hoy cuando finalizo mis estudios les dedico este gran logro, como una de las tantas metas más conquistadas. Orgulloso de que siempre estén a mi lado en este momento tan importante.

Infinitas gracias a mi prima MSc.Nury Julieth Vega Muñoz y a su señora madre Janeth Ana Muñoz De Vega (Mi profesora de Matemáticas de Bachillerato) quienes, desde que cursaba el grado décimo me dieron a conocer y orientaron sobre la existencia de esta hermosa carrera profesional en tan importante institución.

A mis compañeros: Infinitas gracias por el apoyo mutuo que desde el primer semestre hasta el último nos dimos; la unión fue la base de esta aventura académica tan emocionante, sin las incontables noches de desvelo y preocupación por entregar trabajos de excelente calidad en compañía de ustedes no hubiera sido posible, espero en un futuro cercano poder encontrarnos y compartir aquellas historias tan inolvidables de este paso por tan maravillosa academia, compartiéndonos los logros y avances obtenidos luego de formarnos como los mejores ingenieros mecatrónicos del país.

A mis docentes del colegio: En especial a la Ingeniera Diana Mahecha, y al Ingeniero Andrés Ruiz quienes en realidad me motivaron al enseñarme a construir mis propios robots de competencia (Sumo, Velocista, Perseguidor...), ahí fue cuando me enamoré perdidamente de

la ingeniería.

Resumen

En este documento se muestra paso a paso el proceso de rediseño de una prótesis fabricada en el año 2014 por el Ing. Juan Camilo Hernández Mejía (proyecto ING-IMP-3124) para optar por su título de magíster en Ingeniería en Mecatrónica, la prótesis en el año 2021 presenta rupturas, daños y lesiones en sus componentes mecánicos y electrónicos dados por el transcurso del tiempo, fricción, oxidación y demás. Se analizan los actuales desarrollos Biomecánicos (protésicos) más relevantes y con mejores visualizaciones en algunas revistas científicas para tomar las ideas necesarias para rediseñar y refabricar un dispositivo protésico funcional relativamente de bajo costo comparado con el prototipo anterior (inferior a los \$ 10.000.000 de pesos Colombianos).

Teniendo en cuenta los datos presentados por el Ministerio de Salud y Protección Social en Noviembre de 2017 **Ver Figura 1-4** tan solo cerca del 1,48 % de personas con alguna discapacidad tiene ingresos superiores al \$1.000.000 de pesos Colombianos, este monto a duras penas logra solventar sus necesidades básicas, haciendo casi imposible adquirir por parte del usuario cualquier sistema de rehabilitación, es por eso que el costo de fabricación de esta prótesis debe ser el menor posible, dotando a su vez de algunas características motrices naturales, mejorando así el estado psicológico y emocional del usuario.

Palabras clave: Prótesis, simulación, 3D, CAD, FEA, movimiento, entrenamiento, rehabilitación .

Abstract

This document shows step by step the process of redesign of a thesis fabricated in 2014 by Eng. Juan Camilo Hernández Mejía (project ING-IMP-3124) to opt for his Master's degree in Mechatronic Engineering, the prosthesis in the year 2021 presents ruptures, damages and injuries in its mechanical and electronic components due to the course of time, friction, oxidation and others. The most relevant and best visualized current biomechatronic (prosthetic) developments in some scientific journals are analyzed in order to take the necessary ideas to

redesign and refabricate a relatively low cost functional prosthetic device compared to the previous prototype (less than \$10.000,000 Colombian pesos).

Considering the data presented by the Ministry of Health and Social Protection in November 2017 **See Figure 1-4** only about 1.48 % of people with some disability have incomes above \$1. 000,000 Colombian pesos, this amount barely manages to meet their basic needs, making it almost impossible for the user to acquire any rehabilitation system, which is why the cost of manufacturing this prosthesis should be the lowest possible, in turn providing some natural motor characteristics, thus improving the psychological and emotional state of the user.

Keywords: Prosthesis, simulation, 3D, CAD, FEA, movement, training, rehabilitation

Contenido

Agradecimientos	VI
Resumen	VIII
1. Introducción	2
1.1. Justificación	2
1.2. Planteamiento del problema	4
1.2.1. Identificación y descripción	4
1.3. Estado del Arte	7
1.3.1. Design, implementation and performance validation of UOMPro artificial hand: Towards affordable hand prostheses [5].	12
1.3.2. Compact and Lightweight Transradial Electric Prosthesis for Children with Forearm Deficiency [10].	14
1.3.3. Fucntional Modification of Upper Limb Prosthesis for Below Elbow Congenital Deficiencies [11].	16
1.3.4. Design of a 3-DOF prosthetic wrist for low-cost transradial myoelectric upper limb prosthesis [12].	17
1.3.5. Upper limb prostheses for amputations above elbow: A review The Boston Elbow [13], [14].	19
1.3.6. Upper limb prostheses for amputations above elbow: A review Utah Arm [13], [15].	20
1.3.7. Upper limb prostheses for amputations above elbow: A review Otto Bock Hand [13], [16].	21
1.3.8. User-Prosthesis Interface for Upper Limb Prosthesis Based on Object Classification [17].	22
1.3.9. An Affordable open-source multifunctional upper-limb prosthesis with intrinsic actuation [18].	24
1.3.10. Diseño e implementación de un sistema protésico para rehabilitación de personas con amputación tras-humeral [19].	26
1.3.11. Pregunta de investigación	29
1.4. Objetivos	29
1.4.1. Objetivo general	29
1.4.2. Objetivos específicos	29
1.5. Alcance o delimitación de la propuesta	30

2. Fundamentos Teóricos	31
2.1. Marco Teórico	31
2.1.1. Amputación	31
2.1.2. Amputación De Antebrazo	32
2.1.3. Después de la Amputación	32
2.1.4. Protetización y rehabilitación	33
2.2. Marco Legal	35
2.3. Metodología Cuantitativa	36
3. Dispositivo protésico de 6 grados de libertad	39
3.1. Diseño conceptual experimental	40
3.1.1. Requerimientos, selección y evaluación de actuadores	41
3.2. Diseño Electrónico PCB's Proteus ®	44
3.3. Diseño Asistido por Computador (CAD) SolidWorks ®	55
3.4. Simulación Multicuerpo (MATLAB ®/Simscape ™)	65
3.5. Programación en Arduino®	71
3.6. Diseño Aplicativo Móvil (Reconocimiento de palabras) MIT App Inventor®	78
3.7. Estudio de movimiento en SolidWorks®	85
3.8. Análisis por elementos finitos (FEA) en SolidWorks®	88
4. Primeras pruebas y solución de errores	93
4.1. Protocolo de pruebas	93
4.2. Primeras pruebas	95
4.3. Solución de errores	101
4.4. Pruebas finales	109
5. Análisis de costos	123
6. Conclusiones y trabajo futuro	128
7. Bibliografía	129
A. Apéndice: ENSAMBLAJESIMSCAPE_DataFile.m	133
B. Apéndice: Función Bluetooth ®	136
C. Apéndice: Funciones Movimientos	139
D. Apéndice: INICIALIZACIÓN (POSICIÓN DE LOS DEDOS)	142
E. Apéndice: MOVIMIENTOS	146
A. Anexo: VIDEOS	151

Lista de Figuras

1-1. Estructura piramidal de la población con discapacidad RLCPD (Noviembre 2017) [21].	4
1-2. Personas con discapacidad según el tipo de población RLCPD (Noviembre 2017) [21].	5
1-3. Personas con discapacidad según su tipo de alteración RLCPD (Noviembre 2017) [21].	6
1-4. Personas con discapacidad según su nivel de ingreso RLCPD (Noviembre 2017) [21].	6
1-5. Patrones de agarre principales en prótesis de mano (a) Posición natural (b) Agarre puntual (c) Agarre de pellizco (d) Agarre de gancho (e) Agarre de precisión (f) Agarre de fuerza (g) Agarre de columna (h) Agarre lateral [5].	8
1-6. Huesos de la mano [5].	9
1-7. Movimientos básicos de la muñeca humana: Flexión/extensión, desviación radial/cubital (abducción/aducción) y pronación/supinación [1].	9
1-8. Tipos de prótesis. Tomado de [En línea]. Disponible en: zayago.com	10
1-9. Organización estado del arte.	10
1-10. Organización estado del arte.	11
1-11. Comparación entre la mano UOMPro y la mano sana de un sujeto masculino de 25 años de edad [5].	12
1-12.(a) Mecanismo de articulación de 4 barras utilizado en el dedo. (b) Diseño 3D completo de un dedo [5].	12
1-13. Mano UOMPro desarrollada con dimensiones de 199mm de alto y 88mm de ancho con sus componentes eléctricos y mecánicos visibles [5].	13
1-14. Prótesis eléctrica desarrollada [10].	14
1-15. Vista en sección de la prótesis [10].	14
1-16. Agarre de 15 objetos diariamente más utilizados [10].	15
1-17. Prótesis mecánica para deficiencias congénitas [11].	16
1-18. De izquierda a derecha: dorsiflexión de la muñeca, agarre de poder, prensión de pellizco de llave [11].	16
1-19. Representación CAD de la muñeca protésica: (1) Juntura a una mano protésica, (2) Sensor de contacto, (3) Mecanismo diferencial, (4) Sensor de posición angular, (5) Microcontrolador, (6) Solenoide selector, (7) Mecanismo de bloqueo/desbloqueo, (8) Motor DC [12].	17

1-20. Mecanismo de bloqueo/desbloqueo del movimiento de pronación-supinación: (1) Solenoide, (2) Leva y cuerpo de freno, (3) Trinquete, (4) Resorte [12]. . .	17
1-21. Representación de los mecanismos de transmisión de potencia y torque [12].	18
1-22. Codo de Boston [14].	19
1-23. Brazo de Utah [15].	20
1-24. Mano y guante mioeléctrico de Otto Bock [15].	21
1-25. Mano de Galileo, versión biónica impresa en 3D con 15 DOF con cámara web [17].	22
1-26. Diagrama de bloques de la interacción entre los diferentes dispositivos del sistema [17].	23
1-27. Agarres realizados en la prueba (1)Agarre de precisión. (2)Agarre de gancho. (3) Agarre lateral. (4)Agarre con fuerza [17].	23
1-28. Mano Galileo 15 DOF [18].	24
1-29. Vista superior de las secciones modulares de la palma de la prótesis [18]. . .	25
1-30. Diseño asistido por computador CAD 3D y prototipo final [19].	26
1-31. Mecanismo de rotación de la muñeca [19].	26
1-32. Ensamble electrónico [19].	27
1-33. Arquitectura de control y visualización [19].	27
1-34. Componentes mecánicos fracturados y oxidados [19].	28
1-35. Baterías Li-Po 1S infladas y conexiones en mal estado [19].	28
2-1. Amputación de antebrazo [27].	32
2-2. Tipos de prótesis según su accionamiento de izquierda a derecha: prótesis pasiva, prótesis accionada por el cuerpo y prótesis robótica [11].	35
3-1. Sistema protésico en la actualidad 2021 [19].	39
3-2. Primer prototipo conceptual.	40
3-3. Servo DYNAMIXEL MX-28.	41
3-4. Actuador Lineal ACTUONIX PQ-12P.	41
3-5. Especificaciones técnicas actuador lineal ACTUONIX PQ-12P 63:1.	42
3-6. Micromotor N20 en L con tornillo sin fin y autobloqueo 236:1.	42
3-7. Especificaciones técnicas Micromotor N20 68RPM.	43
3-8. Sensor de ángulo de giro CJMCU-103 10k Ω (0 ° - 333 °).	43
3-9. Adaptador 5 pines FFC/FPC.	44
3-10. Driver DC de 2 canales TB6612FNG (PWM).	45
3-11. Módulo Bluetooth™ HC-05.	45
3-12. Regulador de voltaje LM7805.	46
3-13. Conteo pines básicos necesarios PCB.	46
3-14. Pinout Arduino® Nano 328P.	47
3-15. Primer diseño de PCB (ESP-WROOM32 WiFi™-Bluetooth™).	48
3-16. Primer diseño de PCB (ESP-WROOM32 WiFi™-Bluetooth™).	49

3-17. Segundo diseño de PCB (Arduino® Nano Ver Figura 3-14 y módulo Bluetooth™ HC-05 Ver Figura 3-11).	50
3-18. Segundo diseño fabricado de PCB (Arduino® Nano 3-14 y módulo Bluetooth™ HC-05 3-11).	51
3-19. Segundo diseño con componentes soldados (Vista frontal).	52
3-20. Segundo diseño con componentes soldados (Vista trasera).	53
3-21. Segundo diseño puesto sobre el antebrazo (Antropometría)	54
3-22. 20 Unidades Rodamientos de bolas de ranura profunda MR52ZZ (2x5x2,5mm)	55
3-23. 10 Unidades de eje de transmisión (De coche) 2x100mm (Recubrimiento liso e inoxidable)	56
3-24. 20 Unidades de resorte de tensión pequeño con gancho doble (Acero inoxidable 304) 0.3x2x10mm	56
3-25. Línea de pesca de fluorocarbono (Nylon) 0.46mmX100m 31.46lb/14.3kg	57
3-26. Diseño 3D palma y ensamble de los dedos vista frontal.	58
3-27. Diseño 3D palma y ensamble de los dedos vista isométrica.	59
3-28. Diseño 3D palma y ensamble de los dedos vista posterior isométrica.	60
3-29. Vista de sección con los actuadores y sensores de ángulo ensamblados.	60
3-30. Diseño 3D antebrazo y ensamble de la placa de circuito impreso, con 2 actuadores lineales, adaptadores FFC/FPC (Modo de visualización transparente con líneas).	61
3-31. Batería LiPo (Polímeros de Litio 2S 370mAh).	62
3-32. Palma inferior impresa con las falanges superpuestas.	62
3-33. Mano impresa y ajustada.	63
3-34. Sección inferior y superior de la prótesis.	63
3-35. Prueba de posicionamiento de la placa de circuito impreso PCB.	64
3-36. Sección de bloques configurada para rotar la falange distal y media con la proximal y esta a su vez con el metacarpo (Dedo Índice).	65
3-37. Sección de bloques configurada con valores offset (Desplazamiento desde el inicio) para configurar el movimiento "HOME".	66
3-38. Filtro de segundo orden por bloques.	66
3-39. Secuencia de 4 movimientos desde Script: "BOTELLA", "HOME", "LIKE" y "SENALAR".	70
3-40. Vista del aplicativo móvil desde la plataforma de desarrollo (Izquierda), un dispositivo con sistema operativo Android (Centro) y un dispositivo con iOS (Derecha).	78
3-41. Parte I programación por bloques (MIT App Inventor).	79
3-42. Parte II programación por bloques (MIT App Inventor).	80
3-43. Pantallazo del selector con la lista de dispositivos Bluetooth™ que puede acceder (Android).	81

3-44. Pantallazo de la aplicación luego de ser emparejado con el dispositivo Bluetooth, esperando el menú con las opciones pre-configuradas en el código Arduino® y Matlab ®.	82
3-45. Prueba de reconocimiento de voz con el comando "home", la aplicación revisa la ortografía y modifica las minúsculas por mayúsculas "HOME", los comandos son los presentados en Ver Código 3.2	83
3-46. Código QR generado para simular la aplicación diseñada desde Android y iOS.	84
3-47. Módulo Bluetooth™ BLE 4.0 (Izquierda), módulo Wi-Fi™ ESP8266 (Derecha).	84
3-48. Estudio de movimiento para 3 movimientos ("BOTELLA", "BOTELLA-FLEXIÓN" y "BOTELLA-EXTENSIÓN").	85
3-49. Desplazamiento, velocidad y aceleración angular dedo Anular (Motores DC Ver Figura 3-6).	86
3-50. Desplazamiento, velocidad y aceleración angular dedo Pulgar (Motores Lineales Ver Figura 3-4).	87
3-51. Configuración de análisis de caída (parte inferior).	88
3-52. Generación del mallado.	89
3-53. Resultado Tensión de Von Mises (parte inferior).	89
3-54. Resultado Desplazamientos(mm)(parte inferior).	90
3-55. Configuración de análisis de caída (parte posterior).	91
3-56. Resultado Tensión de Von Mises (parte posterior).	91
3-57. Resultado Desplazamientos(mm) (parte posterior).	92
4-1. Primer actuador en movimiento (Dedo Índice).	95
4-2. Respuesta oscilatoria de los dedos.	95
4-3. Apertura y cierre controlado (Pulgar).	96
4-4. Movimientos secuenciales en los dedos y respuesta de la muñeca ("EXTENSIÓN").	97
4-5. "EXTENSIÓN" de muñeca con elemento de superficie lisa de 45g.	97
4-6. "EXTENSIÓN" de muñeca con elemento de superficie textil porosa de 56g.	98
4-7. Conexión Aplicativo móvil y sistema protésico	98
4-8. Reconocimiento de comandos de voz y ejecución parcial de patrones de agarre.	99
4-9. Reconocimiento de comandos de voz y ejecución parcial de patrones de agarre.	100
4-10. Generación del archivo ejecutable (deploytool Matlab®).	101
4-11. Instalación del programa.	102
4-12. Ejecución del programa.	103
4-13. Error (Ejecución archivo .slx).	103
4-14. Error de diseño primer prototipo placa PCB.	104
4-15. Fallo en sistema polea-sensor de posición angular.	105
4-16. Vista frontal y posterior del sistema protésico.	106
4-17. Vista frontal y posterior, se detalla el uso de papel de lija Número 80.	107

4-18. Vistas isométricas, se detalla el uso de alambre galvanizado para el sistema de pivote.	108
4-19. Prueba de agarre puntual "AGARRE" con "FLEXIÓN de muñeca" (Peluche 20cmx20cmx10cm).	109
4-20. Prueba de gramaje del peluche (No incluye la masa del envase).	110
4-21. Prueba de agarre autónomo("AGARRE" con "FLEXIÓN de muñeca") . . .	111
4-22. Prueba de agarre autónomo con inclinación ("AGARRE" con "FLEXIÓN de muñeca")	112
4-23. Prueba final de movimiento "AGARRE" bola de 17,8 gramos.	113
4-24. Prueba final de movimiento "PISTOLA" llaves de 35,6 gramos.	114
4-25. Prueba final de movimiento "SEÑALAR" teflón de 26,2 gramos.	115
4-26. Prueba final, patrón de agarre "BOTELLA" peluche (PULPO) de 63,1 gramos.	116
4-27. Prueba final, patrón de agarre "BOTELLA" peluche (OSO) de 68 gramos.	117
4-28. Prueba final, patrón de agarre "BOTELLA" caja de 28,4 gramos.	118
4-29. Prueba final, patrón de agarre "BOTELLA" bola de 17,8 gramos.	119
4-30. Prueba final, patrones de agarre (VERTICAL) sin carga "HOME", "PISTOLA", "LIKE", "BOTELLA", "FLEXIÓN", "EXTENSIÓN".	120
4-31. Prueba final, patrones de agarre (HORIZONTAL) sin carga "HOME", "PISTOLA", "LIKE", "BOTELLA", "EXTENSIÓN", "FLEXIÓN".	121
4-32. Prueba final de calibración de los 7 actuadores (posición inicial "HOME"). . .	122
5-1. Cronograma de actividades (Tabla).	123
5-2. Costos de fabricación del sistema protésico (Tabla).	124
5-3. Costos de fabricación del sistema protésico (Tabla).	125
5-4. Costos de fabricación del sistema protésico (Tabla).	126
5-5. Costos de fabricación del sistema protésico (Tabla).	127

Códigos

3.1. Variables	67
3.2. Movimientos	68
3.3. Asignación de Arrays	68
3.4. Ángulos del movimiento "BOTELLA"	69
3.5. Pseudocódigo	71
3.6. Creación de variables y configuración pines RX-TX para el Bluetooth	72
3.7. Definición de pines	73
3.8. Lectura de sensores	73
3.9. void setup()	74
3.10. Lectura ADCs	75
3.11. void loop	76
A.1. ENSAMBLAJESIMSCAPE_DataFile.m	133
B.1. Función Bluetooth	136
C.1. Funciones Movimientos	139
D.1. Función de Inicialización	142
E.1. Función de Movimientos	146

1. Introducción

La amputación es una de las últimas medidas médicas posibles para eliminar extremidades con lesiones o enfermedades graves, que bajo ninguna circunstancia y/o tratamiento serían funcionales, esta decisión (Amputar) es un proceso social, económico y emocionalmente agotador para el paciente y su familia; luego de dicha intervención se vuelve estrictamente necesario el uso y fabricación a medida de un sistema protésico. La prototización es un procedimiento de "reconstrucción" diseñado para ayudar al paciente a crear una nueva relación con su entorno para recuperar progresivamente sus funciones motoras.

1.1. Justificación

El conflicto armado a lo largo del tiempo ha dejado grandes cicatrices en la población, las cuales se exponen en el informe de Estadísticas de Asistencia Integral a las Víctimas de MAP y MUSE [22].

Este informe expresa que se han registrado 11.975 víctimas por minas antipersonal (MAP) y munición sin explotar (MUSE), siendo 2006 el año más crítico con 1228 víctimas, en lo corrido del 2020 se han presentado 165 víctimas. Esta problemática ha dejado heridas al 80.5 % (9653) de las víctimas y el 19.5 % (2322) personas han fallecido a causa del accidente (1 de cada 5), Colombia ha sido uno de los países del mundo con mayor cantidad de víctimas de la fuerza pública y esto ha significado que del total de las víctimas el 60 % han sido miembros de la fuerza pública y el 40 % civiles [22].

La Oficina del Alto Comisionado para la Paz (OACP) ha desarrollado acciones para fortalecer el sistema normativo para garantizar el acceso a los derechos de las víctimas de MAP y MUSE ofreciendo instrumentos de asistencia para las víctimas y sus familias que permitan derribar las barreras frente a las garantías del derecho a la salud y a la rehabilitación funcional establecidos en la Circular 004 de 2017 [23], así como también la normatización de Prestación Humanitaria para las víctimas con una discapacidad igual o superior del 50 % de la pérdida de la capacidad laboral expedido en el Decreto 600 de 2017 [24], [25].

Según la información obtenida en [22] y [25] los centros de rehabilitación muchas veces no cuentan con la infraestructura adecuada para realizar un proceso de entrenamiento a los pacientes que sufren alguna discapacidad ofreciendo una calidad de entrenamiento precaria

o deficiente, haciendo que los pacientes abandonen su terapia en poco tiempo. Otro factor importante son los elevados costos de estos sistemas de rehabilitación y de sus dispositivos protésicos, los cuales no son fabricados en Colombia y en algunos casos ni siquiera tienen soporte en el país, por tanto deben ser enviados a su país de origen para realizar reparaciones o mejoras, aumentando el valor y los gastos del usuario que en la mayoría de los casos no cuenta con un trabajo estable [21].

1.2. Planteamiento del problema

1.2.1. Identificación y descripción

En Colombia, las amputaciones (pérdida o ausencia total o parcial de un miembro o una extremidad) son causadas por accidentes de tránsito, violencia común, accidentes laborales, enfrentamientos armados, congelación, quemaduras y minas antipersona; aunque no hay cálculos exactos, la Asociación Colombiana de Medicina Física y Rehabilitación estima que la incidencia de amputación en el país se da de 200 a 300 personas por cada 100 mil habitantes, este número se incrementa en población con factores de riesgo como la diabetes, sistemas vasculares y enfermedades crónicas [20].

La situación sobre las estadísticas en discapacidad para Colombia desafortunadamente no es alentadora, en el mes de Noviembre de 2017 el Ministerio de Salud y Protección Social presentó a través de la Sala situacional de las personas con discapacidad (PCD) y el Registro de Localización y Caracterización de Personas con Discapacidad RCLPD a 1.342.222 personas con alguna discapacidad siendo un 2.6 % de la población total presentando los siguientes perfiles sociales, económicos y demográficos [21].

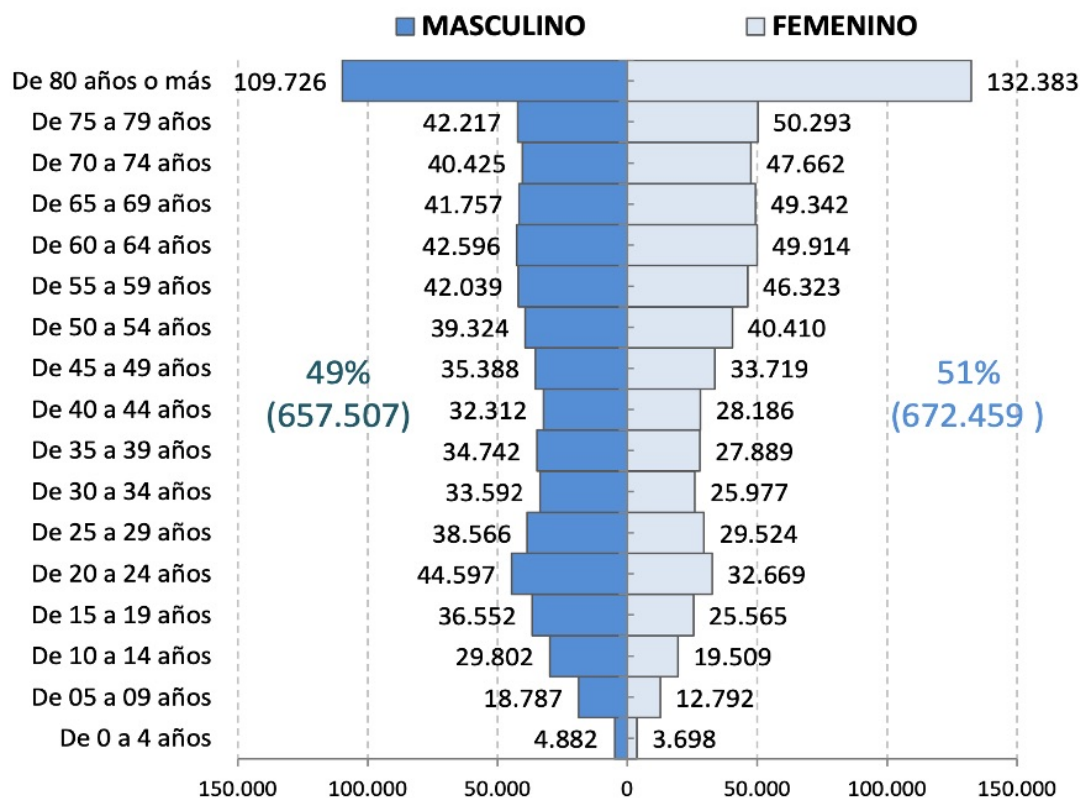


Figura 1-1.: Estructura piramidal de la población con discapacidad RLCPD (Noviembre 2017) [21].

En la anterior **Figura 1-1** se destaca que el 58 % (774.435) de las personas registradas con discapacidades son mayores a 50 años de edad, mientras que el 12 % (161.543) son menores de edad y el 51 % (672.459) son mujeres. También se observa que 33 de cada 100 mayores de 80 años están en el registro de discapacidad [21].

Según el tipo de población se tienen las siguientes cifras:

Tipo de Población	Número de personas
Víctima del conflicto armado	172.503
Cabeza de familia	29.401
Jóvenes vulnerables urbano	19.348
Jóvenes vulnerables rural	10.180
Persona mayor en Ancianato	6.771
Población infantil en ICBF	4.583
Habitante de calle	1.406
Población centro carcelario	1.195
Madre comunitaria	348

Figura 1-2.: Personas con discapacidad según el tipo de población RLCPD (Noviembre 2017) [21].

Donde el 13 % (172.503) de la población está identificada como víctima del conflicto armado en el Registro Único de Víctimas presentando las siguientes cifras, según su tipo de alteración, donde se resalta que el 37.7 % (65.132) personas presentan alteraciones en sus extremidades:

Tipo de Alteración	Número de Personas	%
El movimiento del cuerpo, manos, brazos, piernas	65.132	37,7%
El sistema nervioso	38.735	22,4%
Los ojos	27.147	15,7%
El sistema cardiorrespiratorio y las defensas	14.529	8,4%
Los oídos	8.446	4,9%
La voz y el habla	8.373	4,9%
La digestión, el metabolismo, las hormonas	4.512	2,6%
El sistema genital y reproductivo	2.629	1,5%
La piel	1.454	0,8%
Los demás órganos de los sentidos (olfato, tacto y gusto)	855	0,5%

*Una persona puede tener más de una alteración

Figura 1-3.: Personas con discapacidad según su tipo de alteración RLCPD (Noviembre 2017) [21].

Finalmente se presenta la razón principal por la cual los afectados no pueden acceder a una solución digna y de calidad a su discapacidad, su ingreso económico:

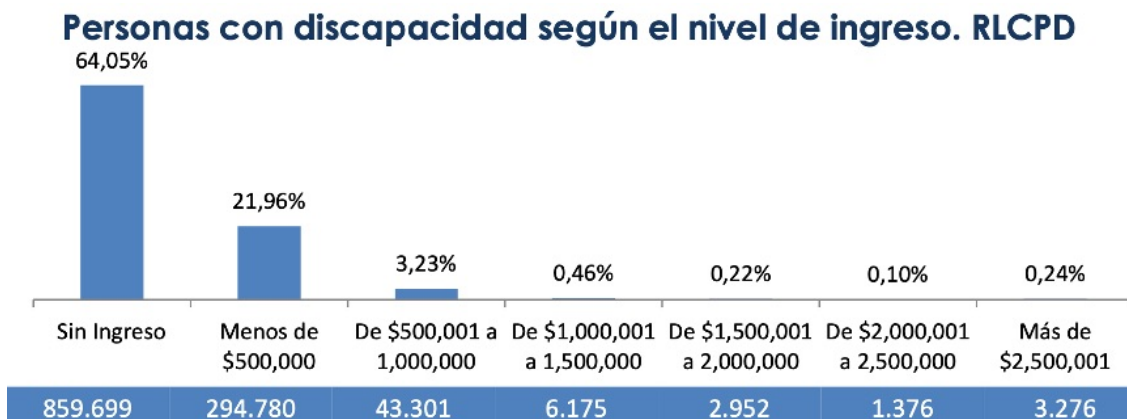


Figura 1-4.: Personas con discapacidad según su nivel de ingreso RLCPD (Noviembre 2017) [21].

Según las cifras Figura 35 el 64 % de la población (859.699) de las personas con discapacidad no tienen ningún tipo de ingreso y el 22 % reciben menos de \$500.000 mensuales, se puede ver que gran parte de la población no cuenta con dinero suficiente ni siquiera para sus necesidades básicas, mucho menos para una prótesis de calidad que permita realizar algunas tareas o funciones, que en la mayoría de los casos se adquieren a precios bastante elevados.

1.3. Estado del Arte

A causa de accidentes, lesiones personales y enfermedades una persona puede necesitar la amputación de una extremidad ya sea de miembro superior o inferior, en algunos casos la ausencia total o parcial de la extremidad se debe a deficiencias congénitas causando pérdida en su capacidad motora para realizar actividades diarias . La amputación como procedimiento quirúrgico hace necesaria la implementación de un dispositivo de reemplazo y un proceso de rehabilitación para que el paciente aprenda a manejarlo permitiéndole recuperar parte de las mismas funciones de un miembro natural. Las prótesis como dispositivo de reemplazo se dividen en pasivas y activas, para el caso de las prótesis pasivas su uso está enfocado sólo en el mejoramiento de la apariencia física careciendo de componentes móviles a diferencia las prótesis activas que están dotadas de actuadores permitiéndole al amputado realizar algunas funciones y movimientos naturales [1]. Aunque las amputaciones de miembro superior no supera el 20% del total de amputaciones la prevalencia de estas es alta en especial en pacientes jóvenes, destacando que aproximadamente la mitad son por debajo del codo [2], [3] y [4].

Aunque replicar los movimientos de la mano **Ver Figura 1-5**, muñeca **Ver Figura 1-7** y antebrazo es una tarea muy desafiante se han realizado muchas investigaciones y comercializaciones de desarrollos protésicos artificiales pasivos y activos. Se ha introducido en el mercado variedad de soluciones pasivas convencionales como lo es la tipo gancho aunque la mayoría prefiere las activas por permitirles realizar algunas funciones del miembro original, el problema de estas son los elevados costos de producción, servicio y mantenimiento haciéndolas inaccesibles para la mayoría de población y que según la Organización Mundial de la Salud (OMS) la mayoría de personas con discapacidades son de países de bajos ingresos o del tercer mundo [5].

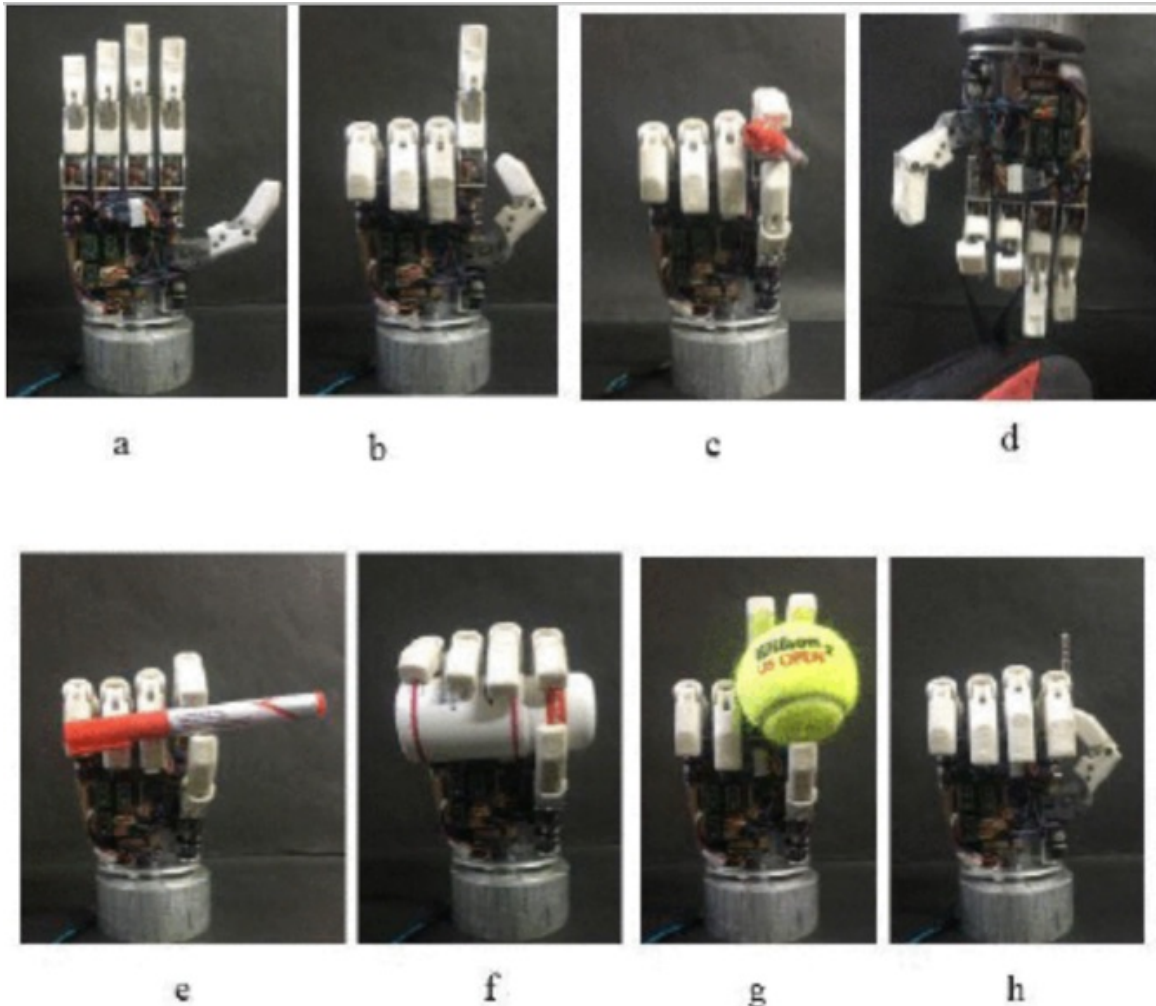


Figura 1-5.: Patrones de agarre principales en prótesis de mano (a) Posición natural (b) Agarre puntual (c) Agarre de pellizco (d) Agarre de gancho (e) Agarre de precisión (f) Agarre de fuerza (g) Agarre de columna (h) Agarre lateral [5].

Es importante solventar los requisitos y funcionalidades más relevantes de una mano humana tales como rango de movimiento, fuerza/ torsión de los dedos y patrones de agarre. Una mano saludable cuenta con 27 grados de libertad (DOF) de los cuáles el dedo índice, medio, anular y meñique tienen 3 falanges (proximal, media y distal) con 4 (DOF), el pulgar consta de 2 falanges (proximal y distal) con (5 DOF) ver **Ver Figura 1-6**, los 6 grados de libertad restantes son los encargados de la rotación y traslación de la muñeca [5].

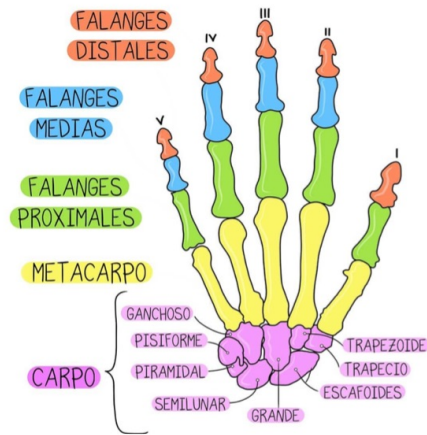


Figura 1-6.: Huesos de la mano [5].

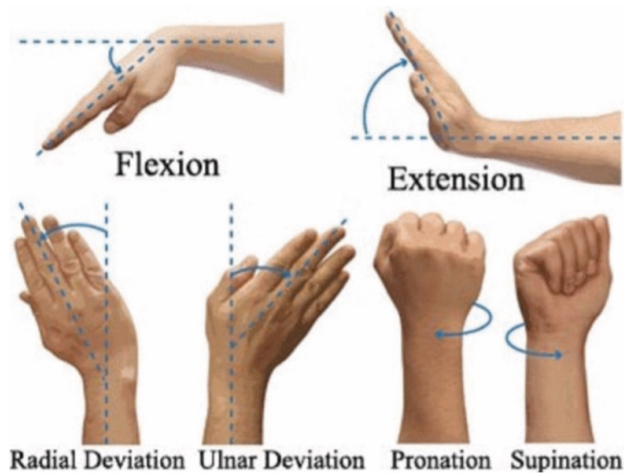


Figura 1-7.: Movimientos básicos de la muñeca humana: Flexión/extensión, desviación radial/cubital (abducción/aducción) y pronación/supinación [1].

Cada uno de estos 3 (DOF) tiene un rango particular de valores $76^\circ / 85^\circ$ pronación/supinación (Muñeca-antebrazo), $75^\circ / 75^\circ$ flexión/extensión y $20^\circ / 45^\circ$ desviación radial/cubital [6], [7]. La torsión del movimiento de pronación de la muñeca varía de 6 a 10 Nm y la torsión del movimiento de flexión varía de 8 a 14 Nm [8], [9].

En el caso específico del diseño y fabricación de prótesis de miembro superior se involucran varias áreas de la ingeniería tales como: Mecánica (modelado y diseño), electrónica (acondicionamiento de señales), programación y control (actuadores) e incluso la psicología juega un papel importante en esta aplicación biomédica, es por eso que antes de construir cualquier nuevo prototipo es necesario clasificar los diferentes tipos de prótesis para saber cuál o cuáles de ellas se deben tener en cuenta; en la **Ver Figura 1-8** se observa una clasificación según el tipo de prótesis, sus funciones y modo de control, se explicará a detalle en el marco conceptual.

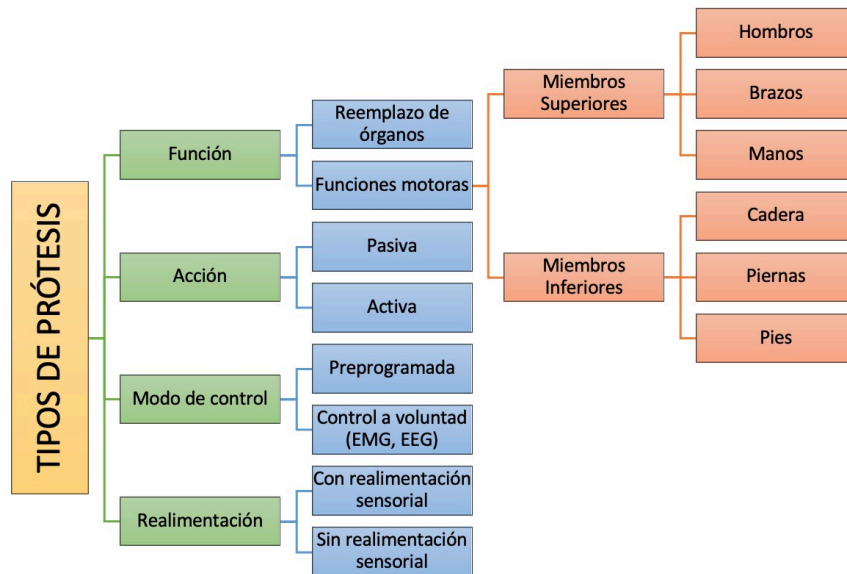


Figura 1-8.: Tipos de prótesis. Tomado de [En línea]. Disponible en: zayago.com.

La ingeniería en Mecatrónica según J.A Rietdijk se puede definir como "La combinación sinérgica de la ingeniería mecánica de precisión, de la electrónica, del control automático y de los sistemas para el diseño de productos y procesos". A continuación se realizará la revisión del estado del arte de la literatura, destacando en cada una las cuatro ramas que integra la mecatrónica con su correspondiente análisis (Mecánica, electrónica, programación y control).


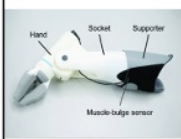

Nº	Nombre del artículo	Imagen	Características más relevantes	Referencia
1	Design, implementation and performance validation of UOMPro artificial hand: Towards affordable hand prostheses.		> Desarrollada con dimensiones reales a un hombre adulto de 25 años, gracias a sus dos actuadores en el pulgar puede realizar varios agarres ver Figura 1 .	[5]
2	Compact and Lightweight Transradial Electric Prosthesis for Children with Forearm Deficiency.		> Sencilla, liviana, económica y funcional, permite hacer 15 agarres a objetos cotidianos ver Figura 12 .	[10]
3	Functional Modification of Upper Limb Prosthesis for Below Elbow Congenital Deficiencies.		> Prótesis de motor corporal, mecánicamente sencilla, se puede imprimir en varios materiales para cambiar sus propiedades.	[11]

Figura 1-9.: Organización estado del arte.

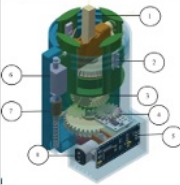





4	Design of a 3-DOF prosthetic wrist for low-cost transradial myoelectric upper limb prosthesis.		> Sistema mecánico demasiado complejo sólo para ofrecer 2 grados de libertad, presenta muchas pérdidas de energía causados por fricción y rozamiento de sus mecanismos de transmisión.	[12]
5	Upper limb prostheses for amputations above elbow: A review The Boston Elbow.		> Elevado costo de adquisición, materiales y componentes anticuados y desactualizados.	[13], [14]
6	Upper limb prostheses for amputations above elbow: A review Utah Arm.		> Elevado costo de producción, presenta movimientos de pronación/supinación más naturales.	[13], [15]
7	Upper limb prostheses for amputations above elbow: A review Otto Bock Hand.		> Buen aspecto físico, ofrece poca movilidad, autonomía y adaptación al usuario.	[13], [16]
8	User-Prosthesis Interface for Upper Limb Prosthesis Based on Object Classification.		> Presenta interfaz usuario-prótesis con porcentajes de precisión superiores al 70% con objetos cotidianos, alto número de posturas y agarres.	[17]
9	An Affordable open-source multifunctional upper-limb prosthesis with intrinsic actuation.		> Liviano, robusto, durable y modificable, permite intercambiar piezas para reducir su tamaño, presenta buen agarre.	[18]

Figura 1-10.: Organización estado del arte.

Seguidamente se profundizarán en el orden establecido en la **Ver Figura 1-9** y **Ver Figura 1-10** las características mecánicas, electrónicas, de programación y control más relevantes de cada prótesis contenidas en cada artículo con su correspondiente análisis de sus ventajas y desventajas para tener en cuenta en la toma de decisiones del proyecto de grado.

1.3.1. Design, implementation and performance validation of UOMPro artificial hand: Towards affordable hand prostheses [5].

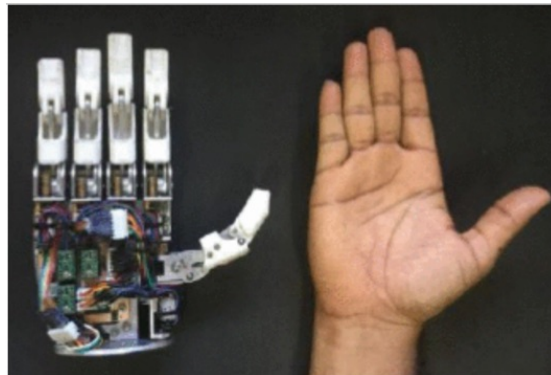


Figura 1-11.: Comparación entre la mano UOMPro y la mano sana de un sujeto masculino de 25 años de edad [5].

Mecánica: Un dedo de la mano UOMPro consta de una articulación proximal similar a la falange metacarpiana humana y una sola articulación distal que se parece tanto a la interfalángica proximal como a la distal, la mano cuenta con 5 micromotores de corriente continua (\$20) con una relación de transmisión de 150:1 con 175rpm para impulsar los dedos, con una masa de 12g cada uno y par de bloqueo de 0,31Nm que junto a un sistema de tornillo sin fin y engranaje con una relación de transmisión (1:10) aumenta el torque de cada articulación proximal, unas partes son impresas en 3D y las otras mecanizadas en CNC con aluminio (\$300) [5].

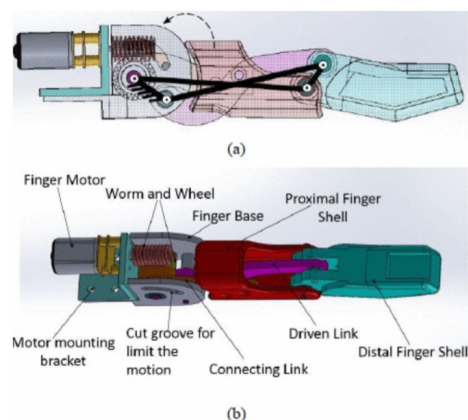


Figura 1-12.: (a) Mecanismo de articulación de 4 barras utilizado en el dedo. (b) Diseño 3D completo de un dedo [5].

Electrónica: Cada micromotor cuenta con un módulo codificador de 12 pulsos por revolu-

ción, para los 6 motores se usaron 3 drivers DR8835 de Pololu, una placa de programación Teensy 3.2 y una batería de polímeros de litio de 12V (3 Celdas) y un regulador a 5V [5].

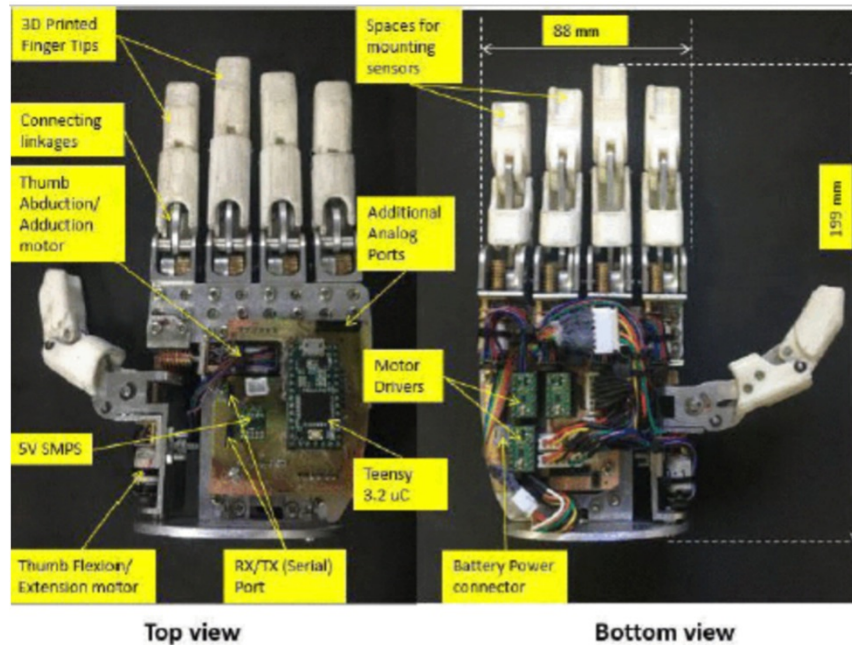


Figura 1-13.: Mano UOMPro desarrollada con dimensiones de 199mm de alto y 88mm de ancho con sus componentes eléctricos y mecánicos visibles [5].

Programación: Se hizo uso de la placa Teensy 3.2 para programar el funcionamiento de los controladores de bajo nivel DR8835 en modo overlockeado a 96MHz, se introdujo una interfaz de comunicación serial para comunicarse con los controladores de alto nivel en los que se puede seleccionar el control individual de la posición de los dedos o el control del patrón de agarre [5].

Control: El método de control integrado es Proporcional-Integral-Derivativo (PID) para controlar en circuito cerrado el funcionamiento de los 6 micromotores, se operan 6 bucles PID separados con una frecuencia de muestreo de 100ms dentro del microcontrolador [5].

Análisis: Es de resaltar que los 2 micromotores implementados facilitaron la implementación de los 8 agarres vistos en la Figura 1, las dimensiones de la mano son aproximadas a un sujeto de 25 años con un precio bastante competitivo en el comercio, un punto negativo es su masa de 432 gramos.

1.3.2. Compact and Lightweight Transradial Electric Prosthesis for Children with Forearm Deficiency [10].

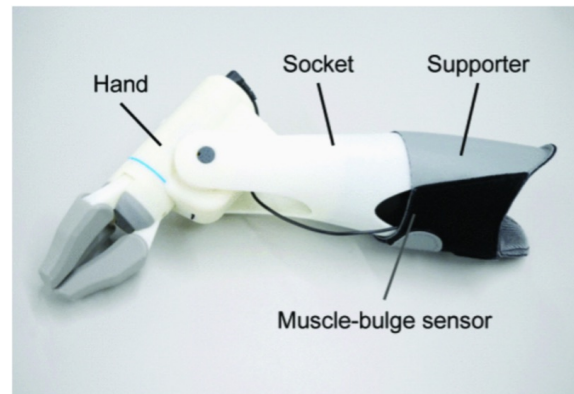


Figura 1-14.: Prótesis eléctrica desarrollada [10].

Mecánica: La prótesis consiste en una mano, un mecanismo de encaje, un soporte y un sensor de abultamiento muscular, los tres dedos se controlan simultáneamente, el cuerpo de la mano contiene un actuador lineal PQ12-R de Actuonix Inc, este servo cuenta con un peso de 15g con una carrera de 30mm, relación de 100:1, fuerza máxima de actuación de 50N y una velocidad sin carga de 10mm/s, la prótesis en su mayoría está fabricada por impresión 3D en ABS, cada dedo está cubierto con una capa delgada de silicona y que junto con un resorte de torsión con una constante de elasticidad de 11,5N-mm/deg permite articular los dedos [10].

Electrónica: Está compuesta por un microcontrolador Arduino Pro Mini, un sensor de fuerza MAF-3 de Wacoh-Tech Inc, una placa de calibración y una batería de polímeros de litio de 650mAh [10].

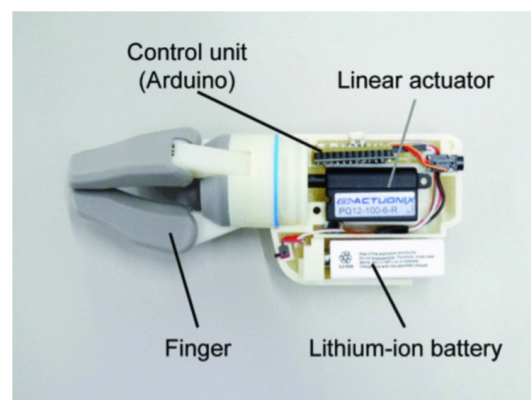


Figura 1-15.: Vista en sección de la prótesis [10].

Programación: La parte de programación se realizó a través de la plataforma de desarrollo Arduino ® haciéndola sencilla y funcional; el microcontrolado realiza la lectura del sensor de abultamiento muscular y procede con la actuación del Servomotor Lineal [10].

Control: Control On/Off [10].

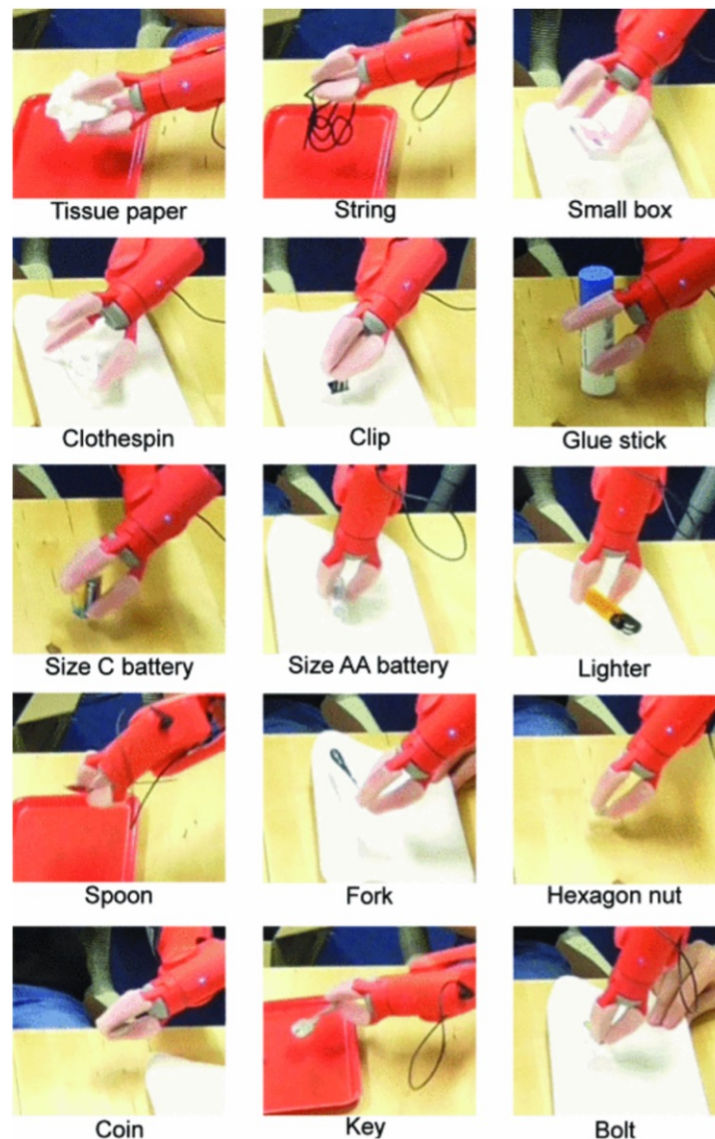


Figura 1-16.: Agarre de 15 objetos diariamente más utilizados [10].

Análisis: Es bastante liviana (274g) para estar dirigido a un público infantil presenta 2 puntos negativos, por un lado, la estética de la prótesis no es muy amigable para la psicología y estado mental de un niño, lo ideal es tener una forma muy semejante a una mano real, por otro lado 3 dedos complica la realización tareas más puntuales y específicas.

1.3.3. Fucntional Modification of Upper Limb Prosthesis for Below Elbow Congenital Deficiencies [11].



Figura 1-17.: Prótesis mecánica para deficiencias congénitas [11].

Mecánica: En este caso los autores presentan una prótesis de potencia o motor corporal, donde el movimiento de una parte del cuerpo se utiliza para la activación del movimiento de la prótesis funcional, diseñada en Autodesk Fusion 360® e impresa en PLA (Ácido Poliláctico) y ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno), el modelo 3D una vez impreso y ensamblado puede realizar la función de dorsiflexión, pellizco de llave y agarre de fuerza, todos los dedos se pueden flexionar perfectamente y pueden agarrar objetos grandes [11].

Electrónica: No posee electrónica alguna [11].

Programación: No se puede programar [11].

Control: Manual [11].



Figura 1-18.: De izquierda a derecha: dorsiflexión de la muñeca, agarre de poder, prensión de pellizco de llave [11].

Análisis: La prótesis puede refinar la superficie exterior de la palma o sección palmar, aumentar la superficie, e incluso probar con otros filamentos para impresión como es el caso del TPU (Poliuretano Termoplástico) que proveería de propiedades elásticas a la prótesis.

1.3.4. Design of a 3-DOF prosthetic wrist for low-cost transradial myoelectric upper limb prosthesis [12].

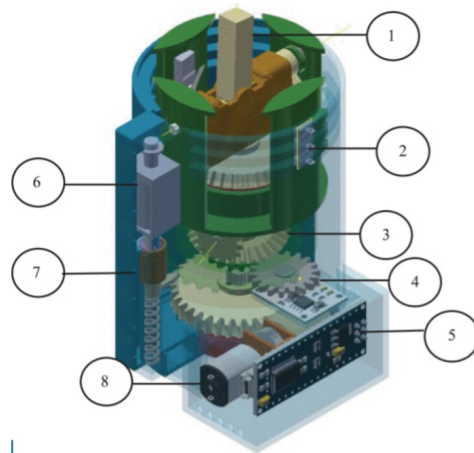


Figura 1-19.: Representación CAD de la muñeca protésica: (1) Juntura a una mano protésica, (2) Sensor de contacto, (3) Mecanismo diferencial, (4) Sensor de posición angular, (5) Microcontrolador, (6) Solenoide selector, (7) Mecanismo de bloqueo/desbloqueo, (8) Motor DC [12].

Mecánica: Este mecanismo tiene un motor de corriente directa que transmite par y velocidad en 2 grados de libertad mediante un mecanismo de autobloqueo a través de un tornillo sinfín irreversible y un mecanismo diferencial accionado por un solenoide que bloquea/desbloquea el movimiento de pronación-supinación, el mecanismo piñón cremallera regula de manera pasiva el movimiento de abducción-aducción. La simulación dinámica de los movimientos y posiciones del brazo a través del software Autodesk Inventor Professional 2019® con una carga de 500g les permitió calcular los pares de torsión necesarios para realizar los movimientos de pronación-supinación, flexión-extensión, y abducción-aducción de 820,6 N-mm, 1198,5 N-mm y 1095,5 N-mm respectivamente [12].

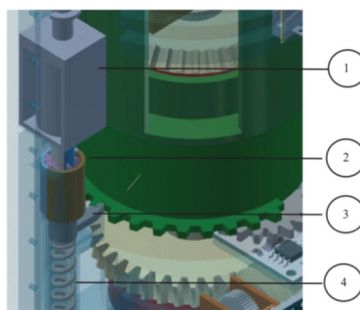


Figura 1-20.: Mecanismo de bloqueo/desbloqueo del movimiento de pronación-supinación: (1) Solenoide, (2) Leva y cuerpo de freno, (3) Trinquete, (4) Resorte [12].

Electrónica: El diseño de prótesis cuenta con un Motor DC, un Solenoide, una placa de programación Arduino Nano, un puente H DRV8835, 1 sensor de posición angular y 2 sensores de contacto, se calculó un consumo de 181 mAh, la placa electrónica controla la posición deseada mediante el sensor de posición angular y el sensor de contacto, generando señales PWM (Modulación por Ancho de Pulsos) hacia el driver que controla el sentido de giro del motor y este a su vez acciona el Solenoide [12].

Programación: La programación del mecanismo protésico se realizó en Arduino [®], en la cuál los 2 sensores de contacto y el de posición angular del motor puede controlar gradualmente la pronación-supinación de la prótesis, mediante modulación por ancho de pulso PWM [12].

Control: Método maestro-esclavo: Alimentación, etapa sensorial, microcontrolador, driver y actuadores, en lazo cerrado [12].

Análisis: El diseño presenta una complejidad mecánica media-alta con varios componentes y un solo actuador para 2 grados de libertad, una desventaja de los mecanismos completos de movimiento es que en la transmisión se generan pérdidas de energía a causa de la fricción y rozamientos asociados, se puede aumentar la vida útil de los motores colocándolos directamente en el eje de rotación además reduciría el consumo energético, también se puede optar por usar servomotores debido a que su control es directamente en grados y no se hace necesaria la implementación de encoders rotacionales que proporcionarían un porcentaje de error mayor al sistema.

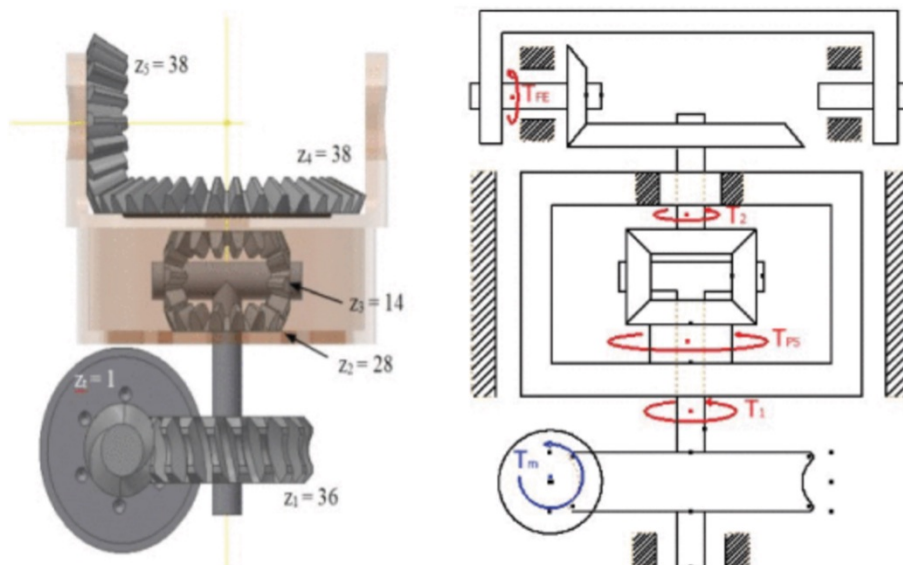


Figura 1-21.: Representación de los mecanismos de transmisión de potencia y torque [12].

1.3.5. Upper limb prostheses for amputations above elbow: A review The Boston Elbow [13], [14].

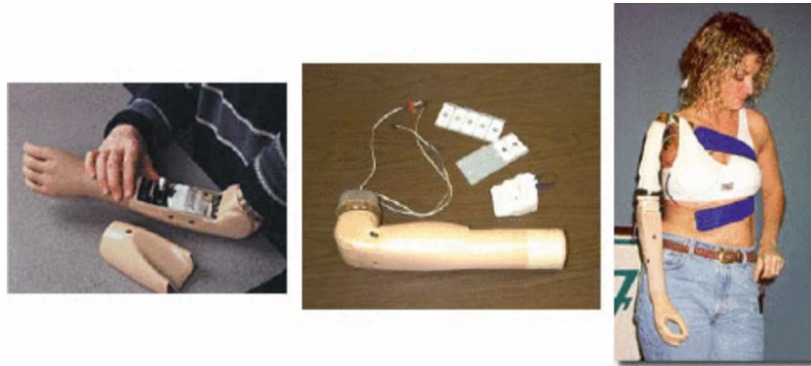


Figura 1-22.: Codo de Boston [14].

Mecánica: Prótesis de un solo grado de libertad (Flexión del codo), como dispositivo terminal puede usarse la mano mioeléctrica y el rotador de muñeca de Otto Bock [15] como también un gancho dividido accionado por cable, esta prótesis es endoesquelética (Compuesta de módulos) y tiene una masa de 1020g, el sistema de brazo modular tiene partes intercambiables. El movimiento del hombro está limitado a -15° en extensión y 45° en flexión con sólo 157g. El hombro se conecta el enchufe de la persona al codo, el antebrazo también hace parte del codo [14].

Electrónica: Es una prótesis mioeléctrica que se conecta al codo mediante electrodos superficiales, el sistema microprocesadores que mejoran el ajuste y rendimiento del paciente [14].

Programación: Este mecanismo protésico hace uso de la tecnología de los microcontroladores, manufacturada y programada por Liberating Technologies Inc. Puede controlar hasta otros 4 dispositivos protésicos como manos, rotadores de muñeca, actuadores de bloqueo de hombro, entre otros [14].

Control: El sistema evalúa al paciente en busca de sitios musculares adecuados para luego probar varias estrategias de control hasta que encuentre la más adecuada, a través de una interfaz gráfica el software actualiza la estrategia de control descargándola a la prótesis, también puede diagnosticar problemas y dar posibles soluciones [14].

Análisis: Uno de los puntos negativos es el elevado costo, en 1984 sólo se fabricaron 100 de un total de 40000 amputados, también las innovaciones tecnológicas en cuanto a materiales de impresión 3D, sensores, actuadores y placas de programación de mayor potencia, menor costo

y mayor eficiencia en la actualidad pueden abaratar drásticamente los costos de fabricación de este dispositivo.

1.3.6. Upper limb prostheses for amputations above elbow: A review Utah Arm [13], [15].



Figura 1-23.: Brazo de Utah [15].

Mecánica: Actualmente el Brazo de Utah [15] sin carga puede girar de 0° a 135° en 1,2 segundos, soporta una carga activa de 1kg en el efector final ya sea mano o gancho. El brazo tiene una masa de 913g sin mano, la mano 450g, el límite de carga es de 22,7kg con el codo flexionado a 90° y de 15,9kg extendido, esta longitud total del brazo es de 27,3cm [15].

Electrónica: Esta prótesis emula movimientos simultáneos del brazo y de la mano, conectándose al cuerpo mediante electrodos de superficie, utiliza una batería con temperatura de funcionamiento desde los 0° a los 44° [15].

Programación: Hace uso de una interfaz computacional de 2 microprocesadores para realizar la calibración y movimientos del brazo [15], programada y creada por la Universidad de Utah y Motion Control Inc.

Control: Se introdujo un control proporcional que ofrece más sensibilidad al codo, la mano, la muñeca, permitiendo que el paciente mueva el brazo y la mano rápida y lentamente en cualquier posición, proporcionando una respuesta más natural con menos esfuerzo para el paciente [15].

Análisis: El Brazo de Utah [15] también presenta un elevado costo, aunque al igual que el Codo de Boston [14] la pronación-supinación se realiza desde el codo y no desde la muñeca

con la finalidad de naturalizar más el movimiento.

1.3.7. Upper limb prostheses for amputations above elbow: A review Otto Bock Hand [13], [16].



Figura 1-24.: Mano y guante mioeléctrico de Otto Bock [15].

Mecánica: Tiene una masa de 540g y puede realizar una fuerza de 140N, está formado por aluminio, titanio y componentes plásticos, su accionamiento sólo es de apertura o cierre y se encuentra en varios tamaños para niños y adultos: $6 \frac{3}{4}$, $7 \frac{1}{4}$, $7 \frac{3}{4}$ y 8, las uniones se realizan a través de pernos roscados de $\frac{1}{2}$ pulgada [15].

Electrónica: N/A [15].

Programación: N/A [15].

Control: Se controla con el accionar de una guaya ligada a un resorte para permitir la apertura y cierre de la mano a disposición del usuario [15].

Análisis: Tiene un buen aspecto físico, pero ofrece poca movilidad y adaptación al usuario, por más de que se coloque esta mano con guante mioeléctrico va a poder usar sólo una de ellas, debe ofrecer más libertad y brindar de mayor autonomía al cliente.

1.3.8. User-Prosthesis Interface for Upper Limb Prosthesis Based on Object Classification [17].

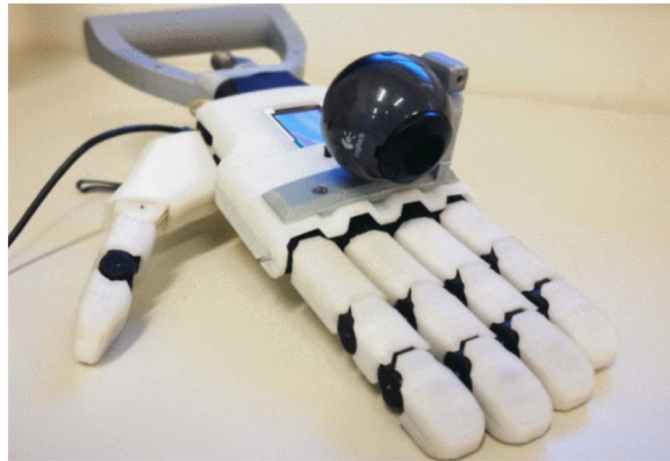


Figura 1-25.: Mano de Galileo, versión biónica impresa en 3D con 15 DOF con cámara web [17].

Mecánica: La palma está diseñada para una antropometría (Proporciones y medidas del ser humano) masculina, cuenta con un motorreductor responsable de la abducción y aducción del pulgar, cuatro motorreductores para accionar los dedos: índice, medio, anular y meñique [17].

Electrónica: Cuenta con una placa PCB diseñada a medida para albergar un microcontrolador de bajo costo y alto rendimiento basado en la arquitectura ARM Cortex-M4 (Teensy 3.2) y 3 Puentes H dobles (DRV8833), se hace uso de 2 señales EMGS (Señales electromiográficas Superficiales) con una frecuencia de muestreo de 1000kHz y un filtro rechaza banda (50-60Hz), una cámara Web y un brazalete MYO Armband de Thalmic Labs [17].

Programación: Se basa en la interacción de 4 dispositivos diferentes: Un Smartphone, una cámara Web, un brazalete MYO y la mano de galileo [18].



Figura 1-26.: Diagrama de bloques de la interacción entre los diferentes dispositivos del sistema [17].

Control: Interpreta la intención del usuario y controla el dispositivo protésico de manera amigable, permite al usuario asociar una lista de las 14 interacciones predefinidas (Agarres y movimientos) con posibilidad de personalización [17].

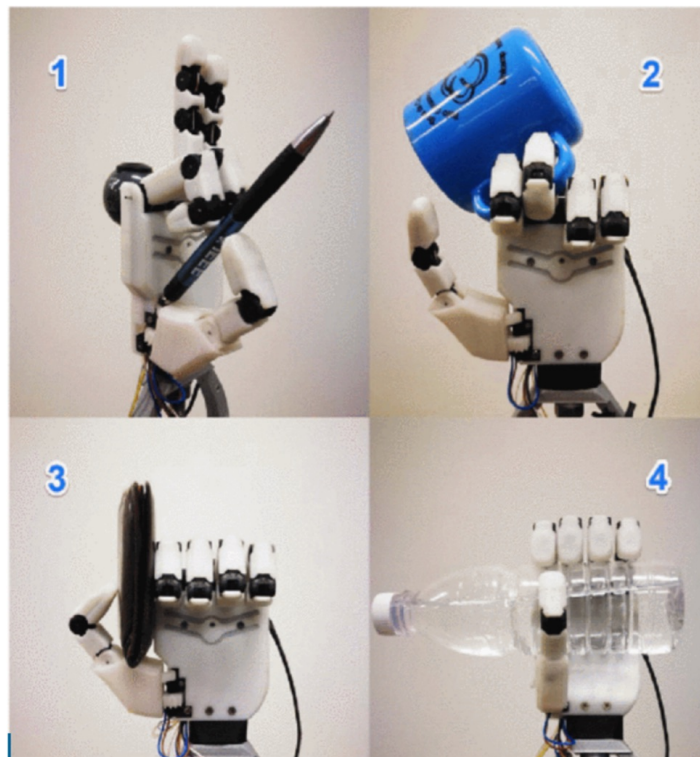


Figura 1-27.: Agarres realizados en la prueba (1)Agarre de precisión. (2)Agarre de gancho. (3) Agarre lateral. (4)Agarre con fuerza [17].

Análisis: La interfaz de usuario-prótesis (UPI), mostró resultados muy superiores al 70 % de precisión con objetos cotidianos (Mouse, banana, taza, billetera, botella, bola) basada en clasificación de objetos a partir de imágenes digitales (Cámara Web), la mano Galileo [18], permite flexibilizar y aumentar el número de posturas personalizadas que se pueden realizar. El usuario sólo presentó problemas con la interacción del bolígrafo.

1.3.9. An Affordable open-source multifunctional upper-limb prosthesis with intrinsic actuation [18].

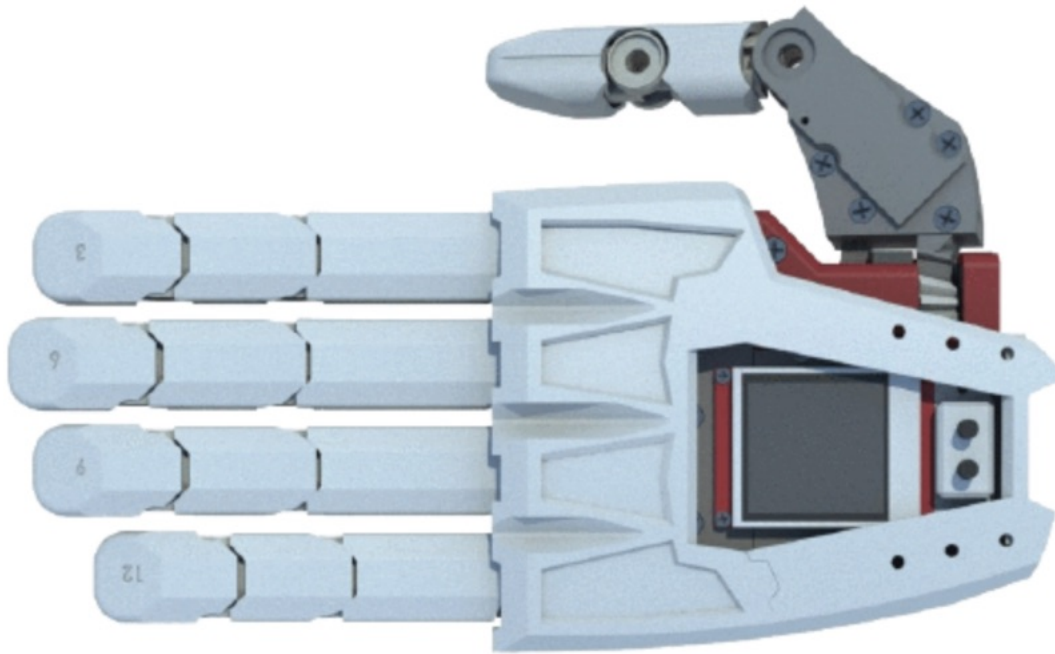


Figura 1-28.: Mano Galileo 15 DOF [18].

Mecánica: La palma está diseñada para una antropometría (Proporciones y medidas del ser humano) masculina, cuenta con un motorreductor responsable de la abducción y aducción del pulgar, cuatro motorreductores para accionar los dedos: índice, medio, anular y meñique [18].

Electrónica: Cuenta con una placa PCB diseñada a medida para albergar un microcontrolador de bajo costo y alto rendimiento basado en la arquitectura ARM Cortex-M4 (Teensy 3.2) y 3 Puentes H dobles (DRV8833), se hace uso de 2 señales EMGS (Señales electromiográficas Superficiales) con una frecuencia de muestreo de 1000kHz y un filtro rechaza banda (50-60Hz) [18]. **Ver Figura 1-5**

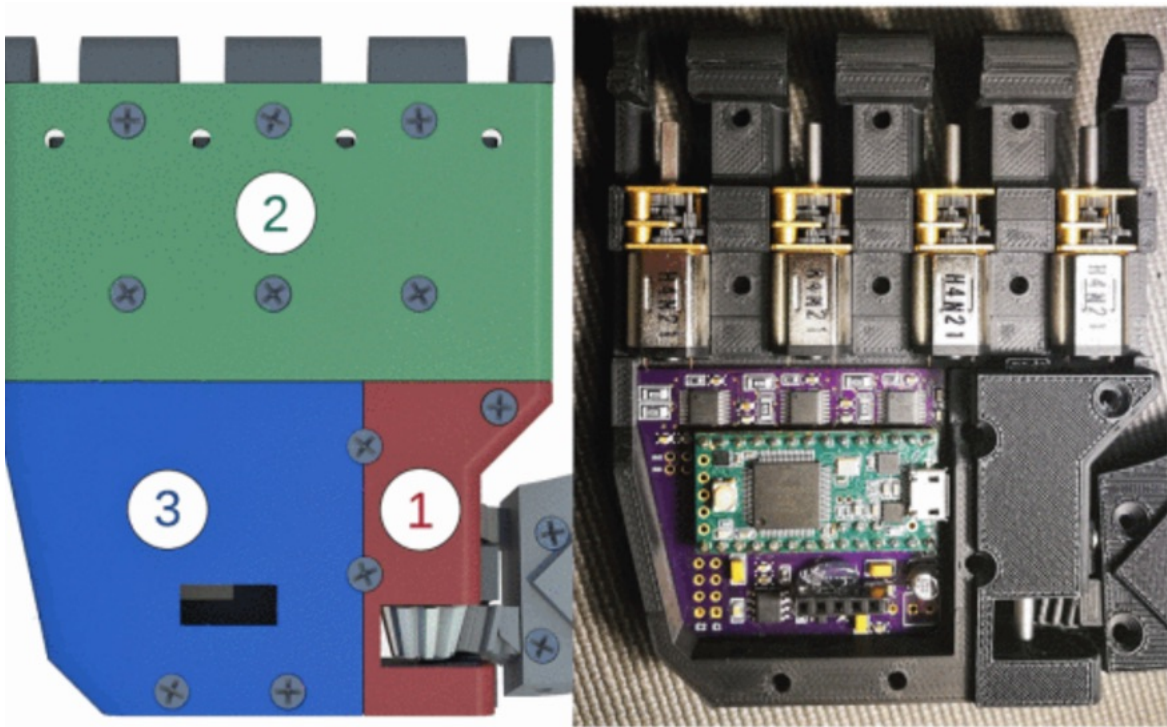


Figura 1-29.: Vista superior de las secciones modulares de la palma de la prótesis [18].

Programación: Se utiliza una pantalla LCD TFT de 1,44” con 4 interruptores colocados en la parte superior de la prótesis para seleccionar movimientos predefinidos [18].

Control: El controlador se implementa a través de una GUI (Interfaz Gráfica De Usuario) de fácil uso, con la finalidad de mejorar la funcionalidad y aumentar el número de posturas controladas por sensores mioeléctricos simples de encendido y apagado, para el control del motor se usa modulación por ancho de pulso además de un frenado activo y un control de posición y velocidad a través de retroalimentación de corriente [18].

Análisis: Es muy importante tener en el mercado un dispositivo protésico liviano sin comprometer el agarre, robustez y durabilidad, también cuenta con posibilidad de adaptación o modificación en su tamaño, permitiendo a usuarios más pequeños desarrollarse con normalidad y al tiempo intercambiar piezas para equilibrar el tamaño de la prótesis.

Conclusión Estado del Arte: Luego de recopilar información sobre el desarrollo de algunos dispositivos protésicos (ventajas, desventajas y características destacables) se tiene más criterio y fundamento a la hora de realizar la reingeniería del dispositivo protésico (ING-IMP-3124) creado con anterioridad en la Universidad Militar Nueva Granada del cuál se mencionará a continuación:

1.3.10. Diseño e implementación de un sistema protésico para rehabilitación de personas con amputación tras-humeral [19].

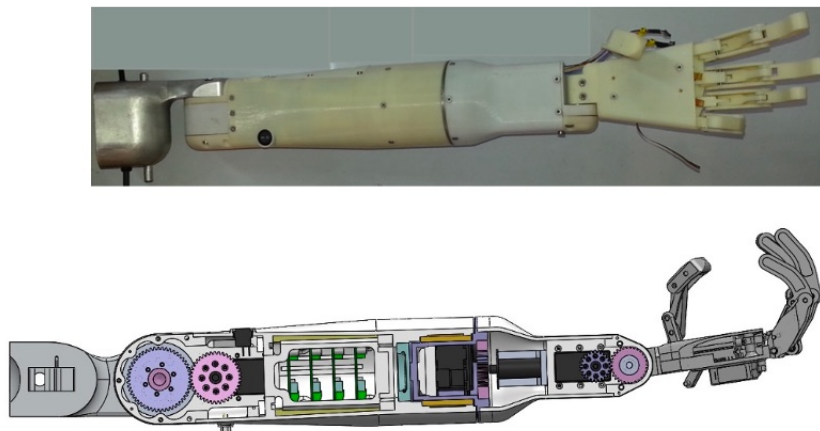


Figura 1-30.: Diseño asistido por computador CAD 3D y prototipo final [19].

Mecánica: El prototipo final está conformado por un ensamblaje de 3 sub-conjuntos: brazo, antebrazo y mano, para evaluar la resistencia y viabilidad del uso se efectuó un estudio por elementos finitos para determinar que el mejor material para la fabricación 3D del mismo es ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno), también se implementaron varios mecanismos mecánicos metálicos para permitir los movimientos rotacionales y lineales de los actuadores 3 Servos Dynamixel MX-28 con torque nominal de 0,7Nm y 3 Actuadores lineales Actuonix Firgelli PQ12-P con una fuerza máxima de elevación de 45N [19].

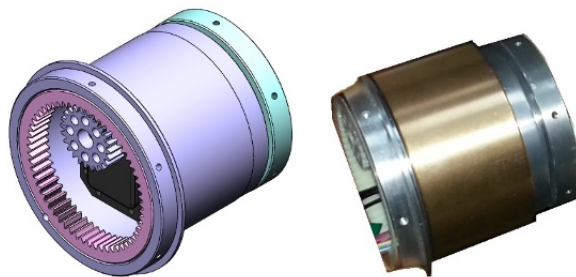


Figura 1-31.: Mecanismo de rotación de la muñeca [19].

Electrónica: Para hacer uso de los actuadores se usó el protocolo RS485 para comunicar la placa USB2Dynamixel con los servomotores, y comunicación serial para los PQ12-P con la Placa de control de actuador lineal Firgelli, el prototipo se alimenta de una batería de 3 celdas de polímeros de litio (Li-Po) [19].

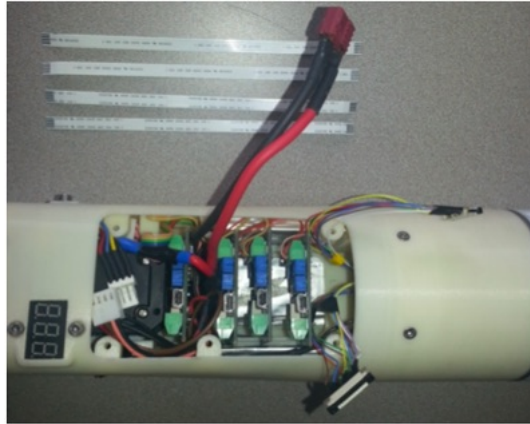


Figura 1-32.: Ensamble electrónico [19].

Programación: El software está compuesto por la interacción entre dos herramientas de desarrollo computacional como lo son LabView® y Matlab®, en LabView® se realizó la aplicación de la interfaz gráfica de usuario que permite variar las posiciones de las articulaciones (6 GDL) mediante perillas escalonadas y en Matlab® se realizó la visualización basada en el diseño CAD realizado en SolidWorks® [19].

Control: La aplicación que se realizó en el entorno de desarrollo en Labview® está compuesta por 3 grandes estructuras, una es para el control y monitoreo de los servomotores Dynamixel, la otra es para el control y monitoreo de los actuadores lineales Actuonix y por último la transferencia de datos con Matlab® [19].

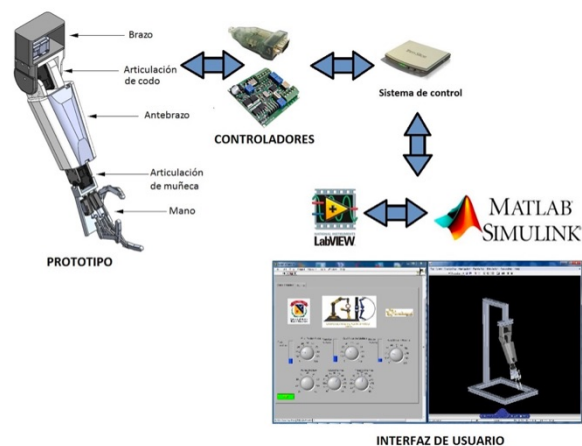


Figura 1-33.: Arquitectura de control y visualización [19].

Análisis: La utilización de mecanismos de 4 barras para los dedos puede no ser la mejor opción, más aún cuando no se hace uso de rodamientos que permitan reducir la fricción entre el eje y las piezas conectadas, es cuestión de tiempo y uso ver cómo las piezas empiezan a

fracturarse causando daños severos en el prototipo, la fabricación de componentes mecánicos tan robustos añade peso innecesario a la prótesis , genera más gasto de energía y dificulta los movimientos rotacionales y lineales reduciendo la vida útil de los mismos,también es de destacar que el tamaño de la prótesis en relación con una extremidad humana es mayor a 1 causando posibles molestias en el proceso de rehabilitación de la persona afectada.

En la actualidad: El sistema protésico **Ver Figura [19]** no es funcional, presenta varias fallas y fracturas mecánicas producidas por oxidación y fricción entre componentes **1-34**, también tiene daños en algunos sistemas eléctricos y de alimentación **Ver Figura 1-35**.

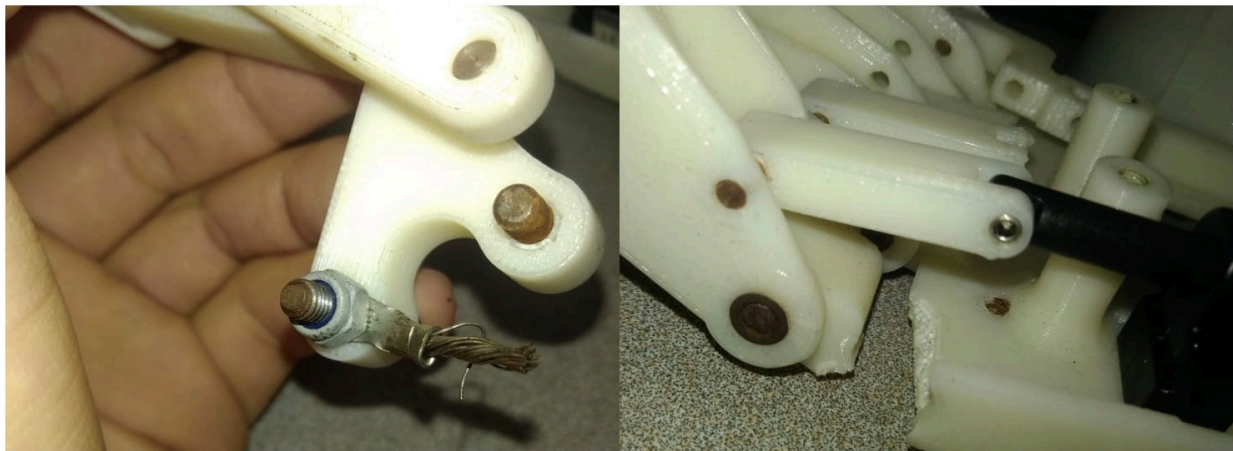


Figura 1-34.: Componentes mecánicos fracturados y oxidados [19].



Figura 1-35.: Baterías Li-Po 1S infladas y conexiones en mal estado [19].

Problemas a solucionar:

- Circuitos y sistemas electrónicos y de control obsoletos/dañados.
- Exceso de fricción del mecanismo de movimiento.
- Escala antropomórfica de la prótesis (1:1).
- Peso excesivo.
- Interfaz de uso complejo.
- Costo de fabricación alto (\$10.000.000).
- Dificultad de fabricación (Componentes metálicos).

1.3.11. Pregunta de investigación

¿Cómo rediseñar y refabricar una prótesis funcional de buena calidad para amputación transradial activa que permita al usuario afectado recuperar parte de sus funciones motrices de menor costo con respecto al prototipo anterior (ING-IMP-3124)?

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Realizar la recuperación, reingeniería y construcción funcional del mecanismo presentado en [19] con la finalidad de emular un brazo antropomórfico desde la región transradial (antes del codo) que permita al usuario a través de comandos de voz entrenar y recuperar parte de sus funciones motrices a menor costo.

1.4.2. Objetivos específicos

1. Optar por las mejores características de diseño mecánico, electrónico, de programación y métodos de control recopilados en el Estado de Arte de los sistemas protésicos de miembro superior, mejorando así las características del dispositivo existente en el Grupo de Investigación Davinci.
2. Rediseñar los sistemas mecánicos, electrónicos y de control del dispositivo mecatrónico que emula un brazo antropomórfico de manera que el mismo satisfaga requerimientos de movimiento y seguimiento de trayectorias.
3. Desarrollar un entorno de simulación virtual para la prótesis a través de 3D Simscape Multibody™[®] para entrenar de manera controlada los movimientos y la manipulación del sistema protésico.

4. Implementar y realizar la validación de los sistemas con el fin evaluar el desempeño de los mismos y generar reportes para publicación.

1.5. Alcance o delimitación de la propuesta

- El funcionamiento principal del brazo antropomórfico está centrado en la realización de movimientos en la muñeca (flexión / extensión) y patrones de agarre con la mano (puntual, pellizco, gancho, fuerza y columna), no se enfatizará en el control de posición ni torque de ninguno de sus actuadores.
- El sistema de entrenamiento quedará en función de variables establecidas por computador (Puerto serial) y no por ningún sistema de adquisición de señales o datos mioeléctricos, electromiográficos, electroencefalográficos, ni demás.

2. Fundamentos Teóricos

2.1. Marco Teórico

2.1.1. Amputación

Es el corte de un hueso con tejido sano o de una parte del cuerpo en una articulación (desarticulación), este procedimiento quirúrgico se hace necesario cuando una región del cuerpo no se puede curar y como consecuencia el paciente puede perder la vida. Las causas más comunes son: problemas circulatorios, infecciones, cáncer, malformaciones genéticas y en casos inesperados por lesiones y accidentes [26]. Estas se dividen por niveles determinados por la altura y la zona de la amputación para facilitar la elección de la prótesis más adecuada para cada caso [27].

El médico determina el nivel de amputación del paciente antes de realizar cualquier operación basándose en su causa, también debe consultar al técnico ortopédico para optar por el nivel de amputación más favorable para su posterior adaptación a la prótesis [27].

Existen aproximadamente 13 niveles de amputación:

- Amputación de pie.
- Amputación de dedo o mano.
- Amputación transtibial.
- Desarticulación de muñeca.
- Desarticulación de rodilla.
- **Amputación de antebrazo.**
- Amputación transfemoral.
- Desarticulación de codo.
- Desarticulación de la cadera.
- Amputación de brazo.

- Hemipelvectomía.
- Desarticulación de hombro.
- Amputación interescapulotorácica.

Este proyecto está dirigido a una amputación de antebrazo por tanto se hablará del mismo.

2.1.2. Amputación De Antebrazo

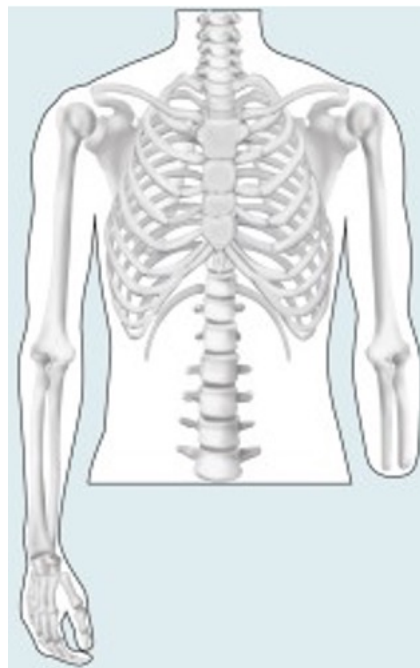


Figura 2-1.: Amputación de antebrazo [27].

Con una amputación transradial o de antebrazo se pueden diferenciar 4 tipos: amputación larga, media, corta y muy corta. Siempre se realiza antes del codo y el brazo se mantiene en su totalidad, para un ajuste protésico se requiere una mano protésica, un adaptador y elementos de fijación al encaje que varían según la distancia entre el codo y la amputación [27].

2.1.3. Después de la Amputación

Luego de la operación, la recuperación y cura del muñón son las prioridades del amputado para poder iniciar el proceso de rehabilitación tan pronto se pueda fijar una prótesis:

- Fase inicial: Seguidamente del procedimiento quirúrgico se aplican vendajes al muñón residual para agilizar el proceso de recuperación y la adaptación para la futura prótesis,

esta fase inicial se centra en 3 metas: ausencia de dolor, capacidad de soportar el peso y posibilidad de movimiento en todas las direcciones. Su médico o terapeuta a cargo debe enseñarle el correcto posicionamiento en la cama para que los músculos y la articulación más cercana al muñón no se acorten ni se vuelvan rígidos, también debe enseñarle ejercicios de respiración y pequeños movimientos para usar la prótesis con rapidez [26].

- Posicionamiento correcto: Luego de la operación el paciente no puede estar en la cama todo el día, debe ser asistido para reposicionarse cada determinado tiempo, este proceso es muy importante para liberar el dolor, corregir la postura y evitar la aparición de úlceras [26].
- Cura del muñón: Durante la cirugía se introduce un tubo dentro del muñón con el propósito de drenar los fluidos y la sangre de la herida, este se va retirando conforme avanza el proceso de curación. Normalmente este proceso hasta el cicatrizado tarda de 3 a 4 semanas y es de suma importancia continuar con la terapia comprensiva y el uso de cremas asegurando que el tejido adquiera resistencia [26].
- Comprensión inicial: Poco después de la amputación se debe aplicar presión en varias áreas del muñón a través de ayudas médicas (vendajes elásticos, medias y tejidos) con la finalidad de reducir el edema (acumulación de líquidos) y optimizándolo para el ajuste de la prótesis [26].
- Ejercicios de movilidad: Se recomienda al paciente realizar los ejercicios dados por el terapeuta para fortalecer la musculatura de la extremidad en cuestión para prevenir la rigidez muscular y articular [26].

2.1.4. Protetización y rehabilitación

Tiempo después de la intervención quirúrgica el paciente debe contar con la mejor prótesis que se adapte a sus requerimientos y necesidades, los factores que se tienen en cuenta para dicha selección son: condición física actual, nivel de amputación, salud, requerimientos y solicitudes específicas personales y laborales del paciente (color, adherencia, acabado superficial...), el técnico ortopédico lo asesorarán todo el proceso [28].

- Prótesis: El desarrollo de la prótesis siempre se basa en la naturaleza como modelo haciéndola lo más antropomórficamente posible, la sensibilidad es una de las características más difíciles de imitar, no obstante las prótesis actuales devuelven muchas funciones indispensables al paciente como la movilidad, agarre, gestos articulados y demás que le permiten tener más control de su vida cotidiana sin ayuda de terceros, algunos tipos de prótesis se pueden ver en la **Figura 1-8** [28].

- Técnico ortopédico: El proceso de adaptación definitivo empieza cuando el muñón esté completamente curado y su condición física sea buena, el técnico hará preguntas y realizará los exámenes pertinentes para determinar si la prótesis que debe usar es provisional o una definitiva [28].
- Alineamiento protésico: Los componentes y el encaje se montarán al lograr una adaptación adecuada luego de varias pruebas y de haber hecho la selección de componentes protésicos correctos, el proceso de alineamiento de la prótesis puede variar en función del paciente debido a su postura, estatura y demás [28].
- Rehabilitación: Con la ayuda del terapeuta el paciente debe aprender a utilizar la prótesis de manera correcta incluyendo como quitársela y ponérsela, hacer pequeños movimientos aperturas, cierres, agarres básicos y demás. El objetivo principal es ofrecer la máxima movilidad e independencia para que el paciente pueda vivir su vida de la manera más normal posible, la participación activa, motivación y confianza son importantes para tener una rehabilitación exitosa [29].

A continuación se explicarán los tipos de prótesis existentes vistas en la **Figura 1-8** :

- Realimentación:
 - Con realimentación sensorial: En un sistema con realimentación sensorial se alimenta al controlador la señal de error de actuación que es la diferencia entre la señal de entrada y la de realimentación con la finalidad de disminuir el error y llevar la salida del sistema a un valor deseado [30].
 - Sin realimentación sensorial: En un sistema sin realimentación sensorial no se mide la salida ni se realimenta para comparar con la entrada así que a cada entrada de referencia le corresponde una condición de operación fija, por tanto la precisión del sistema depende completamente de la calibración, ante la presencia de perturbaciones internas y externas el sistema de control no realiza la tarea deseada a diferencia del sistema con realimentación [30].
- Modo de control:
 - Preprogramada: El control preprogramado tiene una respuesta o proceso definido, normalmente sigue una lista de instrucciones y no ofrece sensación de independencia, se utiliza normalmente para realizar pruebas de funciones motoras [10].
 - Control a voluntad (EMG, EEG): Es posible incorporar toda una estructura de control dentro de la prótesis manteniendo un alto nivel de funcionalidad que ofrece una sensación de dependencia, una persona que ha sido entrenada en el uso de una prótesis controlada por señales Electromiográficas (EMG) producidas durante la contracción muscular o electroencefalográficas (EEG) mediante la actividad

eléctrica del cerebro, puede realizar varias tareas rutinarias (limitadas por la funcionalidad de la prótesis) permitiéndole mantener una vida casi normal [31].

■ **Acción:**

- **Pasiva:** Las prótesis pasivas incluyen un muñón usualmente de madera, polímero o con extremidad metálica sin componentes móviles, son usadas solamente para mejorar la apariencia física [11].
- **Activa:** Las prótesis activas se pueden clasificar en prótesis robóticas y con motor corporal, las primeras se destacan por estar dotadas de cierta autonomía al momento de realizar la función faltante, en las de motor o potencia corporal el movimiento de una parte del cuerpo se utiliza para activar el movimiento de la prótesis funcional, por lo general pesan alrededor de un tercio del peso de las prótesis robóticas y cuestan significativamente menos [11].



Figura 2-2.: Tipos de prótesis según su accionamiento de izquierda a derecha: prótesis pasiva, prótesis accionada por el cuerpo y prótesis robótica [11].

■ **Función:**

- **Reemplazo de órganos:** Es la sustitución de un órgano o parte del cuerpo para mejorar la apariencia física del afectado sin tener en cuenta las funciones motoras del mismo, en estos casos se suele hacer uso de las prótesis pasivas [11], [31].
- **Funciones motoras:** La función motora es la habilidad para aprender o demostrar de forma diestra y eficiente el asumir, mantener, modificar y controlar la postura y los patrones de movimiento, tiene una base genética y emerge a través del proceso normal de crecimiento y desarrollo [32], [33].

2.2. Marco Legal

A continuación se hará relación de la normatividad asociada con la situación problemática objeto de investigación:

LEY 1618 DE 2013 [34]

TÍTULO IV

MEDIDAS PARA LA GARANTÍA DEL EJERCICIO EFECTIVO DE LOS DERECHOS DE LAS PERSONAS CON DISCAPACIDAD [34]

Artículo 9° *Derecho a la habilitación y rehabilitación integral.* Todas las personas con discapacidad tienen derecho a acceder a los procesos de habilitación y rehabilitación integral respetando sus necesidades y posibilidades específicas con el objetivo de lograr y mantener la máxima autonomía e independencia, en su capacidad física, mental y vocacional, así como la inclusión y participación plena en todos los aspectos de la vida. Para garantizar el ejercicio efectivo del derecho a la habilitación y rehabilitación, se implementarán las siguientes acciones [34]:

- 1) La Comisión de Regulación en Salud (CRES), definirá mecanismos para que el Sistema General de Seguridad Social y Salud (SGSSS) incorpore dentro de los planes de beneficios obligatorios, la cobertura completa de los servicios de habilitación y rehabilitación integral, a partir de estudios de costo y efectividad que respalden la inclusión. Para la garantía de este derecho se incluirán distintas instituciones como el Ministerio de Cultura, el Ministerio de Salud y Protección Social, Artesanías de Colombia, el Sena, y los distintos Ministerios según ofrezcan alternativas y opciones terapéuticas [34].
- 2) El Ministerio de Salud y Protección Social o quien haga sus veces, asegurará que la prestación de estos servicios se haga con altos estándares de calidad, y sistemas de monitoreo y seguimiento correspondientes [34].
- 8) El Ministerio de Salud y Protección Social o quien haga sus veces, regulará la dotación, fabricación, mantenimiento o distribución de prótesis, y otras ayudas técnicas y tecnológicas, que suplan o compensen las deficiencias de las personas con discapacidad, sin ninguna exclusión, incluidos zapatos ortopédicos, plantillas, sillas de ruedas, medias con gradiente de presión o de descanso y fajas [34].

2.3. Metodología Cuantitativa

- Inicialmente se debe investigar a profundidad aún más información en la literatura sobre nuevos y distintos diseños funcionales de prótesis activas previamente desarrollados, para optar cuál o cuáles de las propuestas en cuanto a electrónica, mecánica,

programación y control son las mejores a implementar en este proyecto teniendo en cuenta factores como: calidad, costo, beneficio y funcionalidad.

- Investigar y seleccionar con criterios ingenieriles los materiales, componentes electrónicos y mecánicos necesarios para dar solución al planteamiento del proyecto.
- Diseñar en SolidWorks® el prototipo antropomórfico mecatrónico que permita realizar movimientos de flexión/extensión en la muñeca y patrones de agarre básicos (agarre puntual, de pellizco, gancho, fuerza y columna) con la mano (1-5).
- Diseñar a la par el prototipo de Placa de Circuito Impreso (PCB) en Proteus® que permita albergar todas las conexiones necesarias (alimentación, potencia, comunicación serial, control, actuadores, microcontroladores...) para que la prótesis funcione correctamente.
- Postular y seleccionar el/los materiales de impresión 3D que otorguen flexibilidad, durabilidad, agarre y estética al antebrazo antropomórfico.
- Realizar en SolidWorks® el estudio de movimiento y análisis por elementos finitos (FEA) del diseño mecánico que permita el correcto funcionamiento del sistema, respetando los factores de seguridad y las trayectorias de movimiento para evitar presentar la menor cantidad de fallas, rupturas y daños causadas por un mal diseño.
- Iniciar la fabricación de las piezas 3D y de las Placas de Circuito Impreso (PCB).
- Ensamblar todas las partes del sistema y corroborar el funcionamiento de cada una de los componentes.
- Detectar errores de diseño mecánico y electrónico para solucionarlos o proceder con la re-fabricación de los mismos.
- Proceder con la programación y control necesario para cumplir con el objetivo específico 3 así como la interconexión serial bluetooth con Matlab® y Simulink®.
- Realizar la correspondiente programación por bloques en Simulink® a través de la extensión de modelado y simulación de sistemas mecánicos multicuerpos Simscape Multibody TM que permitía entrenar al usuario en un ambiente controlado de forma segura.
- Proceder con la validación y ejecución de pruebas aleatorias del sistema de entrenamiento por parte del diseñador, tales como:
 - Efectuar en la muñeca movimiento de flexión / extensión.
 - Realizar con los dedos patrones de agarre básicos tales como: agarre puntual, de pellizco, gancho, fuerza y columna sin carga.

- Realizar con los dedos patrones de agarre básicos tales como: agarre puntual, de pellizco, gancho, fuerza y columna con cargas pequeñas dadas por elementos usados a diario como bolígrafos, llaves, latas de gaseosa y demás.
 - Ejecutar de manera simultánea los mismos movimientos en la prótesis real que en la simulada en Simscape Multibody TM.
 - Efectuar movimientos preestablecidos y libres en la prótesis real y en la simulada.
 - Probar los patrones de agarre básicos con movimientos aleatorios para determinar si los objetos son sostenidos por la prótesis.
-
- Desarrollar el documento final de opción de grado donde se incluya de manera específica y detallada el planteamiento, desarrollo, análisis de resultados y conclusiones del proyecto.

3. Dispositivo protésico de 6 grados de libertad

Al recibir el dispositivo protésico mostrado en la **Figura 1-30 [19]** se observó que no era funcional, el sistema de baterías configuradas en serie estaba en mal estado (No presentaban carga ni descarga de energía), algunos dedos impresos en PLA estaban fisurados y/o rotos, los puntos de rotación estaban oxidados, en general el sistema de movimiento de los dedos presentaba demasiada fricción, los 3 actuadores lineales incorporados no realizaban ninguna acción, el sistema eléctrico estaba completamente desconectado, las dimensiones de la prótesis son de aproximadamente 1,75 veces de una extremidad humana.



Figura 3-1.: Sistema protésico en la actualidad 2021 [19].

3.1. Diseño conceptual experimental

Para evitar los inconvenientes causados por el tiempo y/o el diseño mecánico/electrónico [19] se optó por remover del diseño los mecanismos de 4 barras usados para realizar los movimientos de la prótesis por un mecanismo accionado por hilos resistentes (Nylon) [11], pero con la posibilidad de hacer movimientos más detallados o finos [17], con proporciones y medidas de una extremidad propia del ser humano (Antropometría)[18].

Inicialmente se optó por realizar una copia de la mano y antebrazo derecho del diseñador, pero capaz de realizar movimientos de flexión y extensión en los dedos y la muñeca; se realizó la distinción de cada falange (distal, media y proximal) **Ver Figura 1-6** y punto de rotación para que al realizar el movimiento esté más dotado de naturalidad, tal y como se ve a continuación:

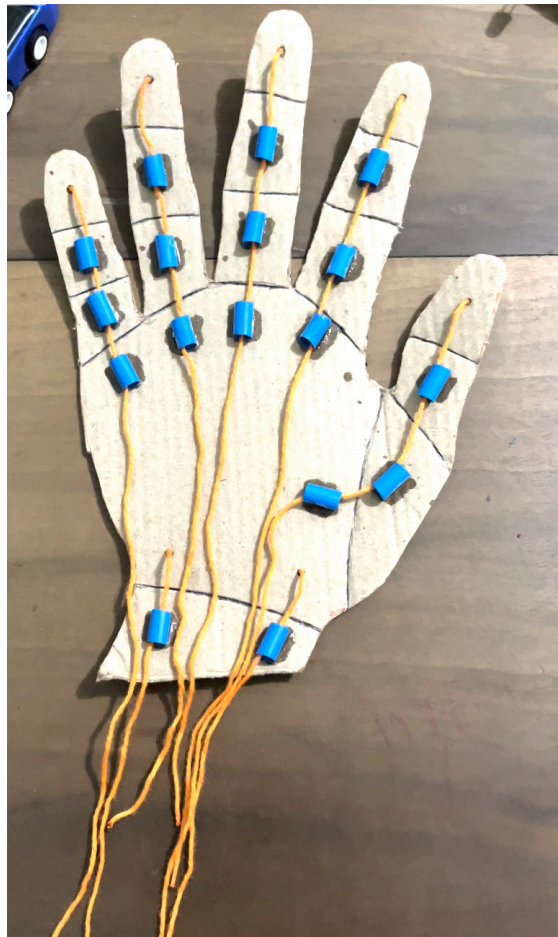


Figura 3-2.: Primer prototipo conceptual.

Al ser el primer prototipo las medidas usadas en el croquis fueron las del diseñador, como todos los seres humanos son diferentes morfológicamente, es necesario realizar mediciones de la extremidad y realizar modificaciones en las medidas de las piezas CAD 3D.

3.1.1. Requerimientos, selección y evaluación de actuadores

La prótesis trans-humeral [19] en la actualidad cuenta con 2 Servos DYNAMIXEL MX-28 y 3 Actuadores Lineales ACTUONIX PQ-12P con relación 63:1.



Figura 3-3.: Servo DYNAMIXEL MX-28.



Figura 3-4.: Actuador Lineal ACTUONIX PQ-12P.

Para evitar generar desechos y gastos económicos se decidió dar uso a los 3 Actuadores Lineales ACTUONIX PQ-12P (Cada uno de ellos cuenta con control de posición) con la siguiente disposición: uno de ellos para la flexión y extensión del pulgar permitiendo el agarre de algunos objetos, los dos actuadores restantes se encargarán uno de la flexión y otro de la extensión de la muñeca.

Para ejecutar el movimiento independiente de los dedos restantes (índice, corazón, anular y meñique) se decidió utilizar Micromotores N20 como en la Mano Galileo [18],[19] por su facilidad de adquisición, tamaño, peso y ejecución, adquirir e implementar 4 Actuadores lineales más facilitaría la programación y el control de movimientos pero aumentaría considerablemente los costos (\$5 vs \$65 USD por unidad).

Algunos motorreductores N20 ofrecen más características como el Auto-bloqueo y un eje de salida en L (90°), un aspecto negativo de la implementación de este motor es la necesidad de un sensor angular de giro para poder controlar la posición de los dedos.

PQ12 Specifications			
Gearing Option	30:1	63:1	100:1
Peak Power Point	15N@15mm/s	30N @ 8mm/s	40N @ 6mm/s
Peak Efficiency Point	8N @ 20mm/s	12N@12mm/s	20N @ 8mm/s
Max Speed (no load)	28mm/s	15mm/s	10mm/s
Max Force (lifted)	18N	45N	50N
Max Side Load	5N	10N	10N
Back Drive Force	9N	25N	35N
Stroke	20 mm		
Input Voltage	6 or 12 VDC		
Stall Current	550mA @ 6V, 210mA @ 12V		
Mass	15g		
Operating Temperature	-10°C to +50°C		
Positional Repeatability	±0.1mm		
Mechanical Backlash	0.25 mm		
Audible Noise	55dB @ 45cm		
Ingress Protection	IP-54		
Feedback Potentiometer	5kΩ±50%		
Limit Switches	Max. Current Leakage: 8uA		
Maximum Duty Cycle	20%		

Figura 3-5.: Especificaciones técnicas actuador lineal ACTUONIX PQ-12P 63:1.

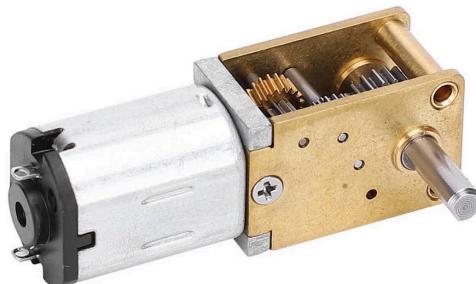


Figura 3-6.: Micromotor N20 en L con tornillo sin fin y autobloqueo 236:1.

Medidor de voltaje	Voltios	12V	12V	12V	12V	12V	12V
Relación de reducción		42	118	236	302	603	1016
Motor de Motor		1600	1600	1600	1600	1600	1600
Sin carga	RPM	381	136	68	53.	27	16.
Corriente sin carga	mA	30	30	30	30	30	30
Carga de corriente	mA	85.	85.	85.	85.	85.	85.
Cargador de carga	RPM	333	119	59	46	23	14.
Voltaje de arranque	V	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5	0,5
Corriente de rotor bloqueado	mA	700	700	700	700	700	700
Torsión de rotor bloqueado	Gf. cm	235,2	472	944	1208	1929,6	3251,2
Torsión nominal	Gf. cm	71	142	283	362	579	975
Fuente de alimentación	W	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02

Figura 3-7.: Especificaciones técnicas Micromotor N20 68RPM.

La elección de este motor se realizó para evitar el diseño y fabricación de un dispositivo de transformación de movimiento que aumentara la fricción del sistema y con eso la pérdida de energía, en el caso de la relación se optó por un balance entre velocidad de ejecución de cierre y apertura del dedo (68RPM) y torque máximo(944gf.cm).Para la retroalimentación del ángulo en el sistema de control se decidió utilizar un sensor resistivo lineal (10k Ω).

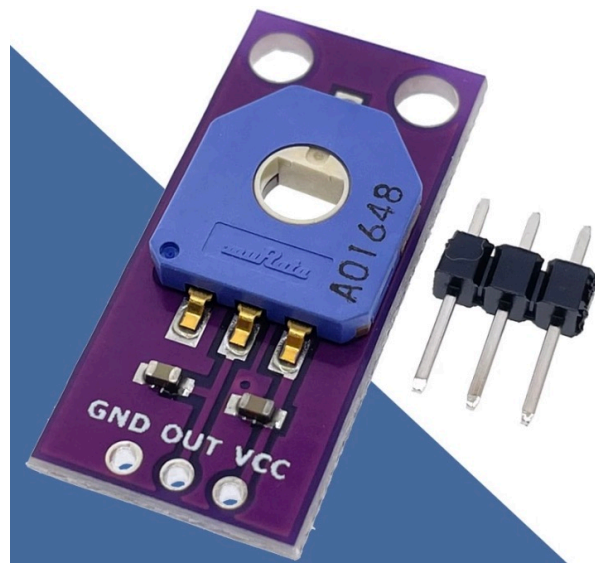


Figura 3-8.: Sensor de ángulo de giro CJMCU-103 10k Ω (0 ° - 333 °).

3.2. Diseño Electrónico PCB's Proteus [®]

Antes de diseñar se debe hacer la elección de los elementos necesarios para realizar los movimientos de la prótesis de acuerdo a las características de los motores anteriormente seleccionados. En primera instancia se requiere un adaptador FFC/FPC para los Actuadores Lineales, el diseño anterior contaba con 2 tableros de programación para los Actuadores PQ-12 (\$40 USD cada uno) y una placa de programación que permitía realizar el control de 2 motores, ambos circuitos de ocupaban gran espacio.

En este caso se optó por usar 3 adaptadores FFC/FPC de 5 pines y realizar el control desde una placa de programación Arduino[®], reduciendo así el costo de inversión y el espacio, el actuador PQ-12P usa 5 pines: 2 para alimentación y 3 para el control por variación de voltaje (0-5V).

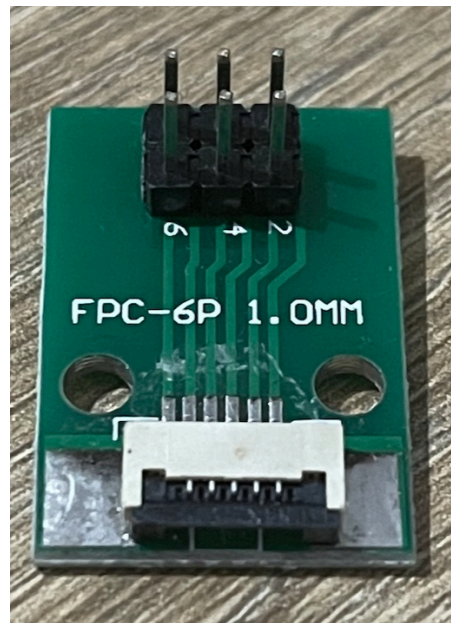


Figura 3-9.: Adaptador 5 pines FFC/FPC.

Para el control de estos Actuadores Lineales y los Micromotores N20 se requiere el uso de Drivers de Potencia, es necesario realizar el cálculo de corriente mínimo con un factor de seguridad de 2. El consumo de corriente del rotor bloqueado (N20) es de 700mA, para el caso de los actuadores lineales es de 550mA. El driver debe soportar una corriente mínimo de 1.4 Amperios por canal. Una referencia con 2 canales que soporta corriente pico de 3.2 Amperios por unos segundos es el Driver TB6612FNG con control por modulación por ancho de pulso (PWM).

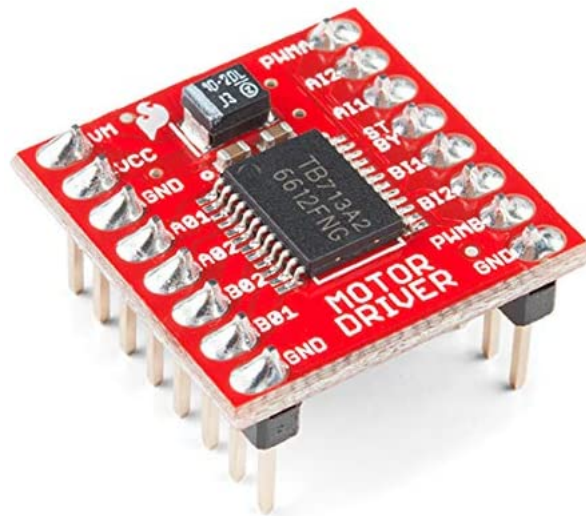


Figura 3-10.: Driver DC de 2 canales TB6612FNG (PWM).

Para la comunicación inalámbrica se eligió utilizar el protocolo de comunicación serial por Bluetooth™ debido a su facilidad de implementación y alcance (10 metros). En este caso se optó por el uso del módulo HC-05 por sus dos modos de conexión Esclavo y Maestro.

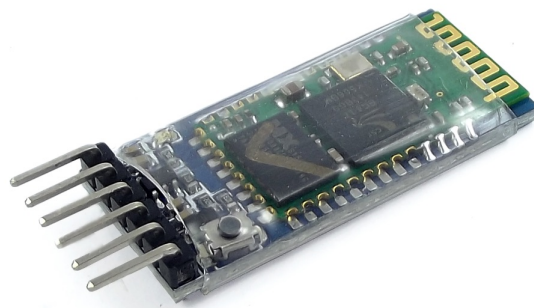


Figura 3-11.: Módulo Bluetooth™ HC-05.

En adición, para reducir el voltaje entregado por la batería se hace necesario la implementación de un regulador lineal de voltaje, para este caso se usó un LM7805 (1 Amperio).

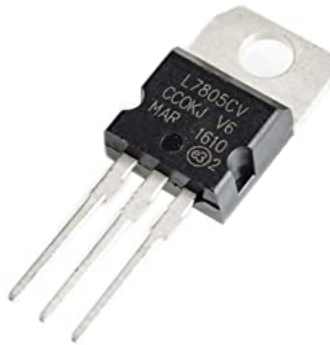


Figura 3-12.: Regulador de voltaje LM7805.

Por último pero no menos importante se hace necesario el uso de una placa programable para hacer el control y comunicación entre los actuadores, sensores y plataformas de simulación Simscape™, por facilidad y economía se optó por el uso de un Arduino®), la elección del mismo se debe hacer con respecto a la cantidad de puertos I/O digital, analógicos y para comunicación serial (RX, TX). Haciendo un conteo tenemos:

PINES	DIGITAL	ANÁLOGO
Lectura de sensores de giro	0	4
Lectura de sensores PQ-12	0	3
Control de dirección de motores	12	0
Comunicación Serial	2	0
Total	14	7

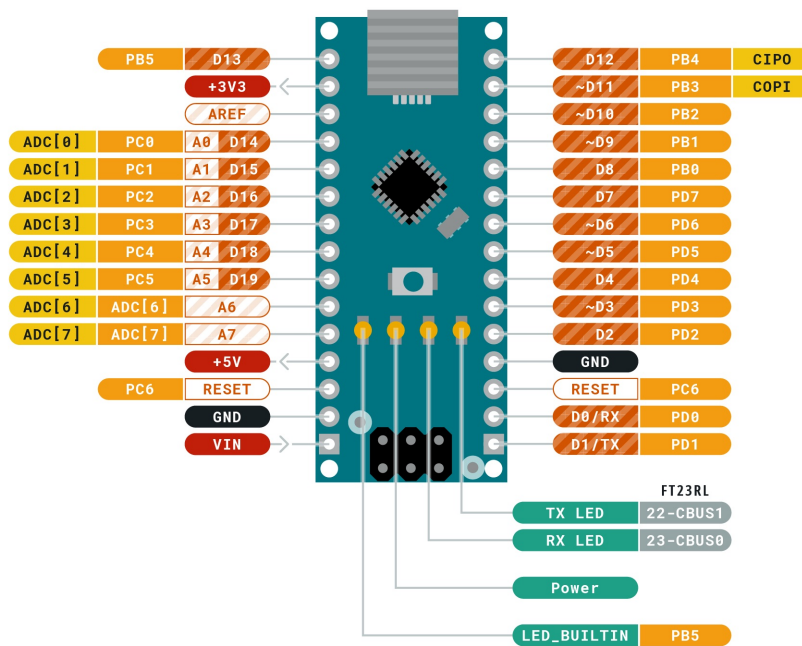
Figura 3-13.: Conteo pines básicos necesarios PCB.

Una de las placas más usadas y de fácil acceso con una cantidad similar de pines digitales (14) y analógicos(7) es el Arduino® Nano, por tanto se usará en esta prótesis. Para evitar estar desconectando el módulo HC-05 a la hora de cargar el programa desde la plataforma

Arduino® a la placa se puede usar los pines D13 y D12 como RX y TX mediante la librería <SoftwareSerial.h>.



ARDUINO NANO



Ground	Internal Pin	Digital Pin	Microcontroller's Port
Power	SWD Pin	Analog Pin	
LED	Other Pin	Default	

ARDUINO.CC

This work is licensed under the Creative Commons Attribution-ShareAlike 4.0 International License. To view a copy of this license, visit <http://creativecommons.org/licenses/by-sa/4.0/> or send a letter to Creative Commons, PO Box 1886, Mountain View, CA 94042, USA.

Figura 3-14.: Pinout Arduino® Nano 328P.

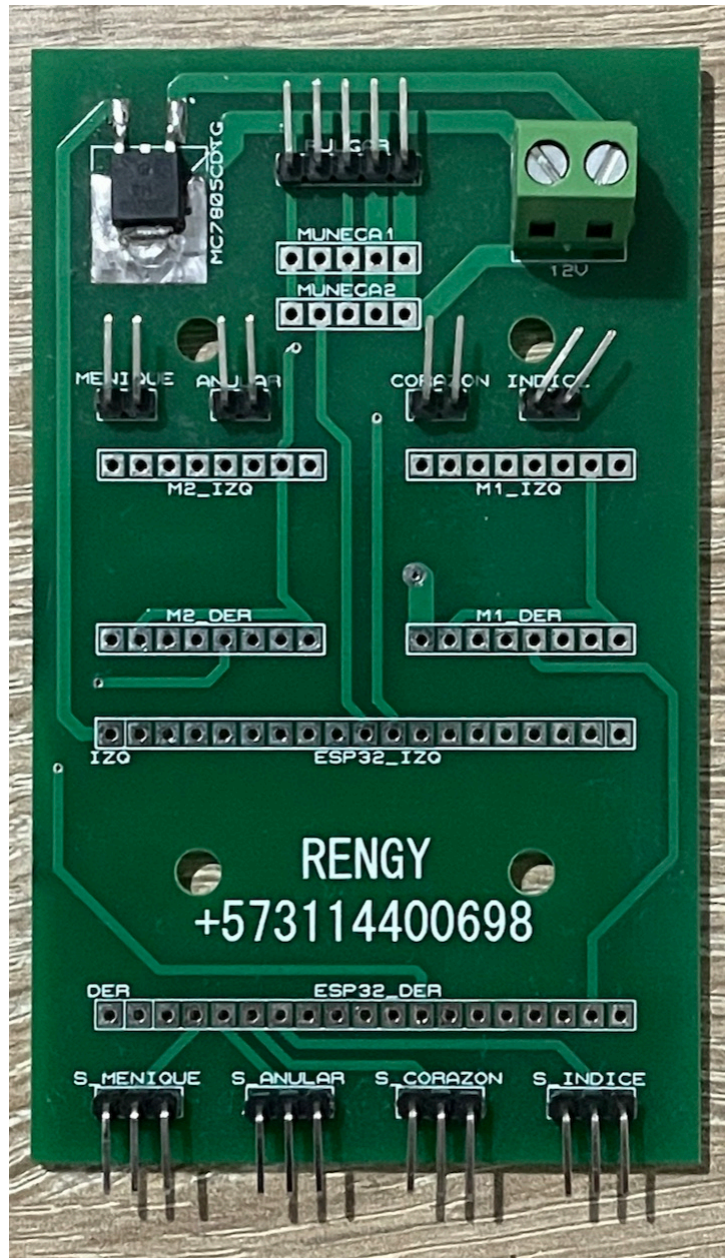


Figura 3-15.: Primer diseño de PCB (ESP-WROOM32 WiFi™-Bluetooth™).

El primer diseño se enfocó en el tamaño y con eso se hizo evidente los primeros fallos/errores, al tratar de reducir el espacio entre componentes los pines de salida quedaron muy justos, imposibilitando el acceso de los mismos.

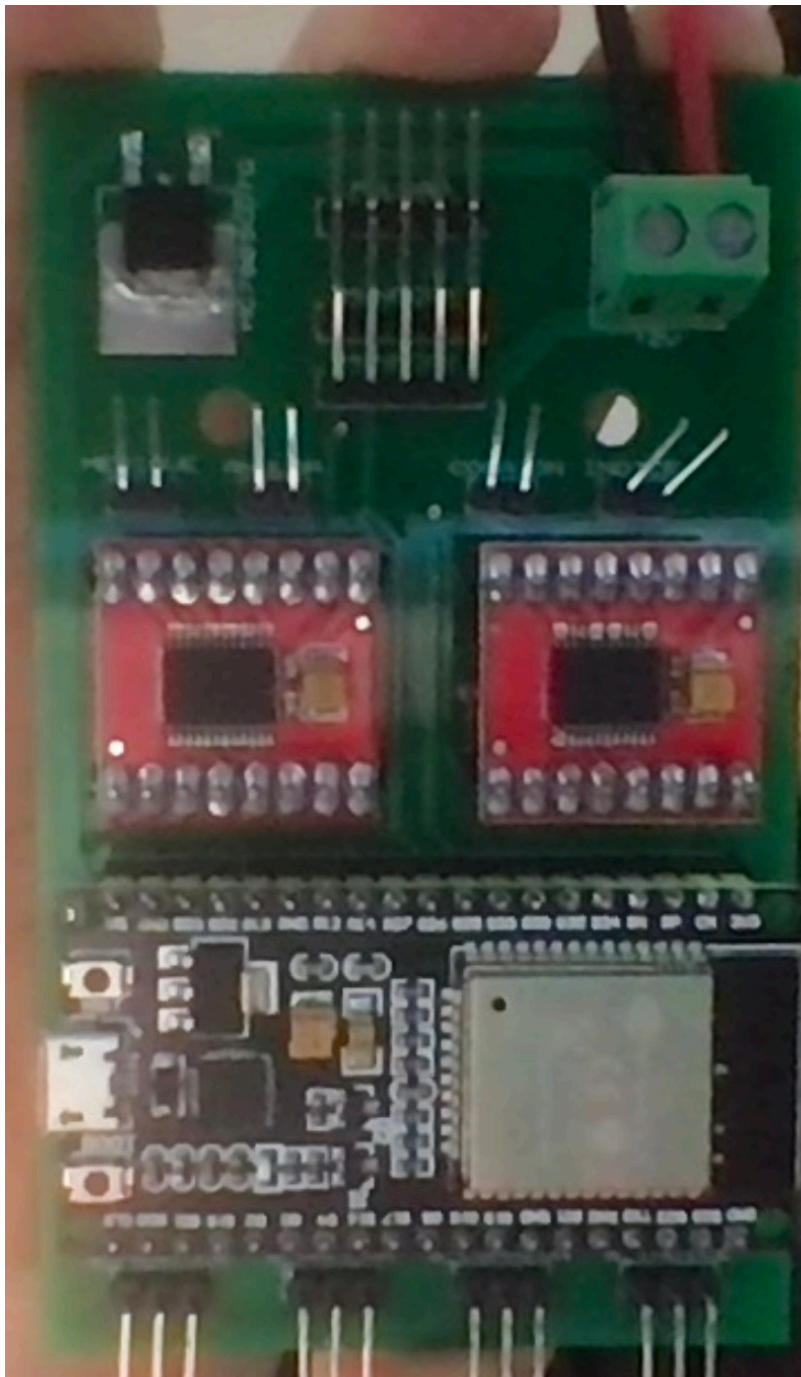


Figura 3-16.: Primer diseño de PCB (ESP-WROOM32 WiFi™-Bluetooth™).

Al empezar a programar la placa ESP-WROOM32 se encontraron varios problemas cuando se daba uso a la comunicación serial por Bluetooth, el regulador 7805 de montaje superficial (smd) estaba mal dimensionado (se usó otro empaquetado), si realizaba unas acciones no realizaba otras y viceversa... en ocasiones se presentaban problemas de tierras comunes, en uno de las pruebas y validaciones se quemaron 2 Drivers TB6612FNG Ver **Figura 3-10**.

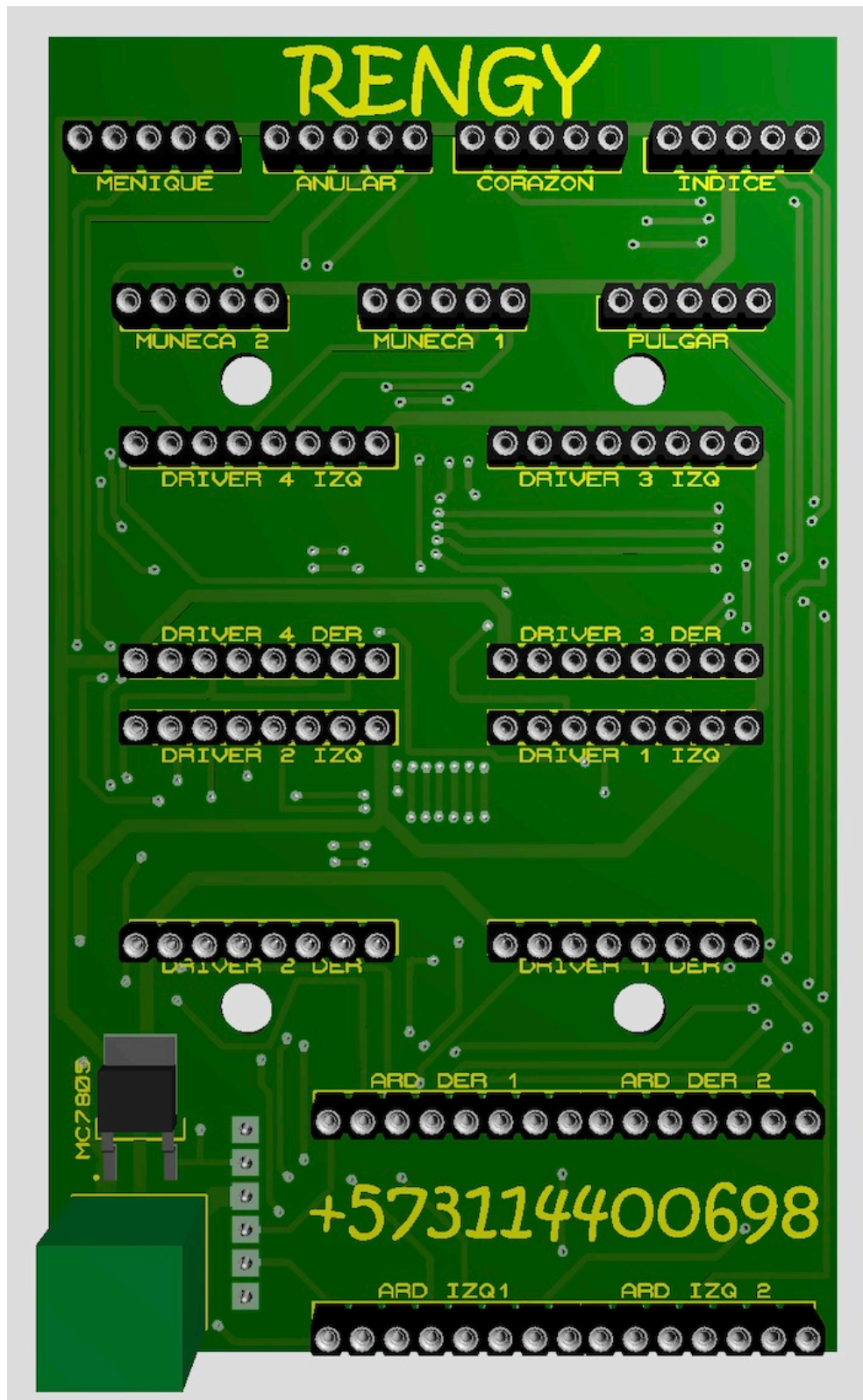


Figura 3-17.: Segundo diseño de PCB (Arduino® Nano Ver Figura 3-14 y módulo Bluetooth™ HC-05 Ver Figura 3-11).

Por esta razón fue necesario diseñar una nueva placa PCB, con 4 Drivers TB6612FNG Ver Figura 3-10, un módulo Bluetooth™ externo Ver Figura 3-11, más espacio entre los conectores de salida y esta vez basado en la placa de programación Arduino® Nano 328P Ver Figura 3-14.

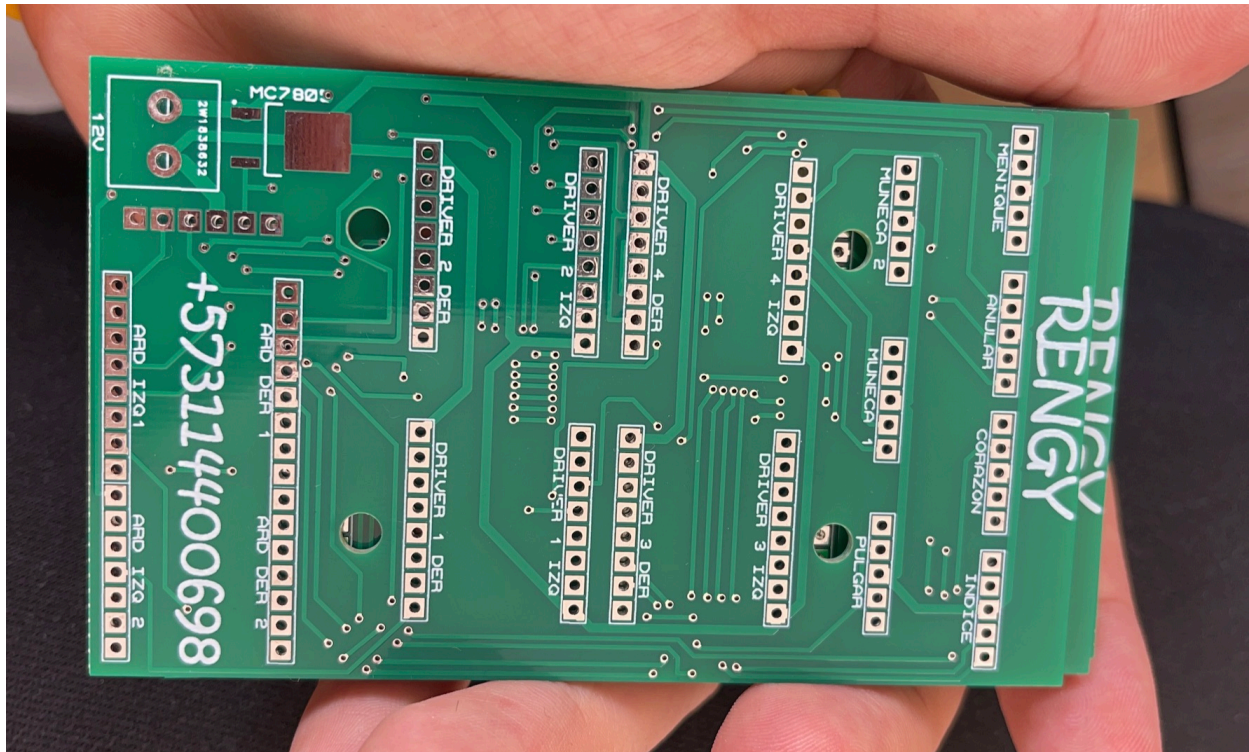


Figura 3-18.: Segundo diseño fabricado de PCB (Arduino® Nano 3-14 y módulo Bluetooth™ HC-05 3-11).

La fabricación se realizó (5 Copias) en China bajo pedido en la empresa ALLPCB®.

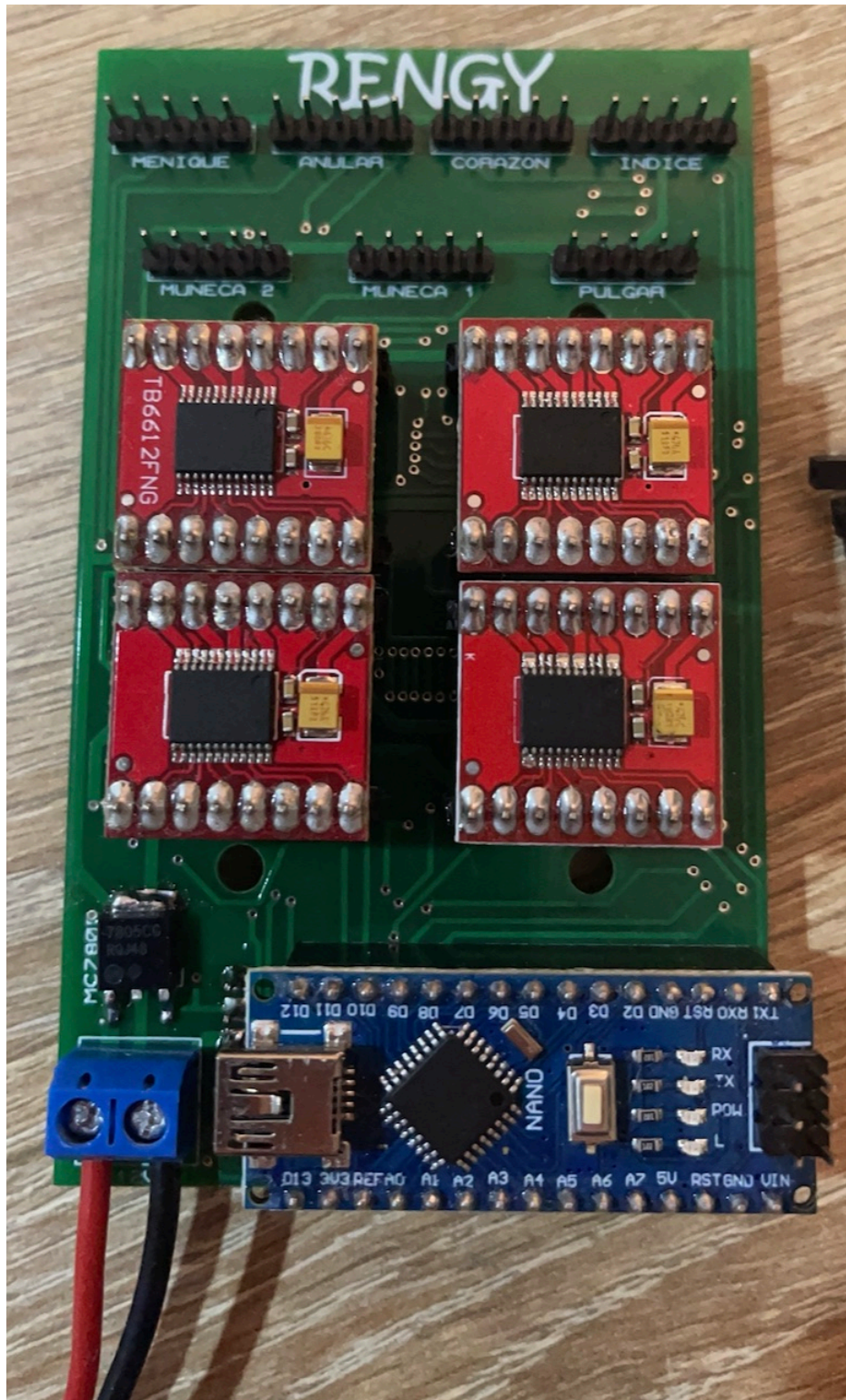


Figura 3-19.: Segundo diseño con componentes soldados (Vista frontal).

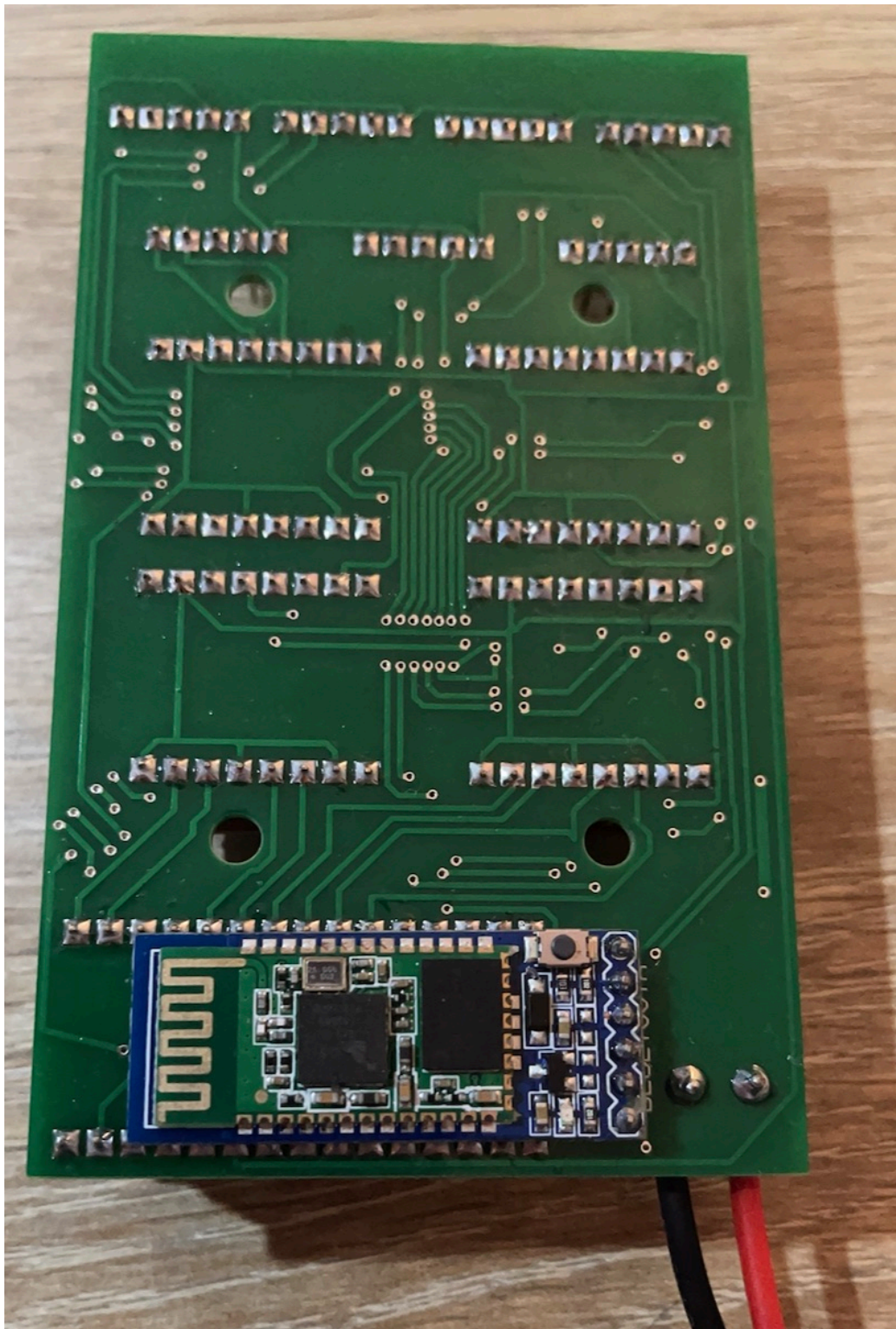


Figura 3-20.: Segundo diseño con componentes soldados (Vista trasera).

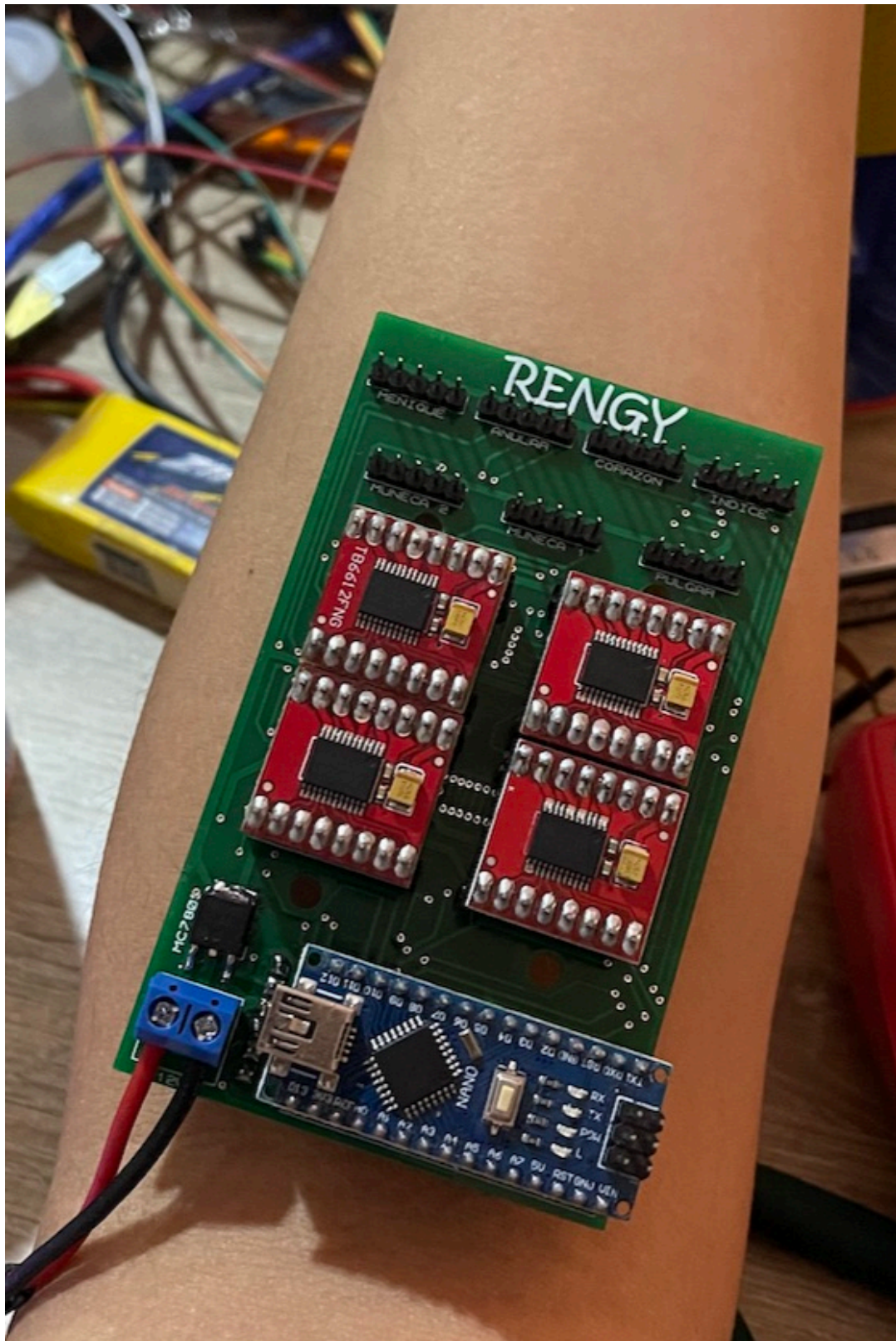


Figura 3-21.: Segundo diseño puesto sobre el antebrazo (Antropometría)

3.3. Diseño Asistido por Computador (CAD) SolidWorks



Para el diseño mecánico se tuvo en cuenta el tamaño y las proporciones reales de una mano humana real, para este caso mi propia mano y antebrazo derecho **Ver Figura 3-2**. Es de resaltar que para evitar los problemas vistos en la prótesis anterior [19] se hace necesario el uso de ejes con un cubrimiento que evite la oxidación y/o en su defecto que el material sea inoxidable, el uso de rodamientos es obligatorio para reducir notablemente la fricción entre componentes y evitar daños con el uso. Para proveer de más naturalidad a los movimientos de la mano se decidió hacer uso de resortes de tensión accionados por poleas (Nylon), permitiéndole realizar movimientos agónicos (Acción principal) antagónicos (De retorno) a los dedos y a la muñeca.

Revisando los productos anteriormente mencionados en el mercado Colombiano, se notó que no existía gran oferta de estos productos de una proporción adecuada para el tamaño de articulaciones de la mano (Antropometría), por eso se decidió buscar en tiendas Orientales. Los productos que tienen todas estas características (En especial el tamaño) son los siguientes:



Figura 3-22.: 20 Unidades Rodamientos de bolas de ranura profunda MR52ZZ (2x5x2,5mm)

Para reducir la fricción entre el eje y las piezas impresas es necesario el uso de rodamientos, en este diseño se decidió dejar fijo las falanges distales **Ver Figura 1-6** con las medias y hacer uso de 4 Rodamientos MR52ZZ para permitir la rotación entre los metacarpo de la palma, las falanges proximales y las falanges medias. Esta referencia de rodamiento fue

elegida por ser la más pequeña, dando prioridad a la antropometría de la prótesis.



Figura 3-23.: 10 Unidades de eje de transmisión (De coche) 2x100mm (Recubrimiento liso e inoxidable)

Como el rodamiento tiene diámetro interno de 2mm es obligatorio el uso de un eje de este mismo diámetro, además debe tener características inoxidable para que con el uso y el paso del tiempo no se degeneren estas juntas/conexiones.



Figura 3-24.: 20 Unidades de resorte de tensión pequeño con gancho doble (Acero inoxidable 304) 0.3x2x10mm

El diámetro del eje seleccionado **Ver Figura 3-23** es de 2mm por tanto el resorte debe tener sus cabezales de este mismo diámetro, la longitud del resorte debe ser proporcional a una distancia media entre las falanges (Aproximadamente 10mm en reposo y 15mm en tensión), como el fabricante no ofrece propiedades mecánicas (Constantes, fuerzas de tensión mínimas y máximas, elongación...) se opta por el resorte de 10mm de longitud.



Figura 3-25.: Línea de pesca de fluorocarbono (Nylon) 0.46mmX100m 31.46lb/14.3kg

Para evitar el uso de mecanismos de 4 barras se hace necesario el uso de poleas y cuerdas (Nylon) para efectuar los movimientos, en este caso se optó por elegir una línea de pesca de fluorocarbono, debido a que son altamente resistentes a cargas, químicamente inertes y eléctricamente aislantes. En este caso se decidió adquirir la línea que soporta más carga (14.3kg en ruptura).

Continuando con el diseño asistido por computador (CAD), se decidió usar el grosor de los dedos, palma y antebrazo propio adicionando los espacios necesarios para ubicar los rodamientos **Ver Figura 3-22**, los ejes **Ver Figura 3-23**, los resortes **Ver Figura 3-24** y el nylon **Ver Figura 3-25**. de la siguiente manera:

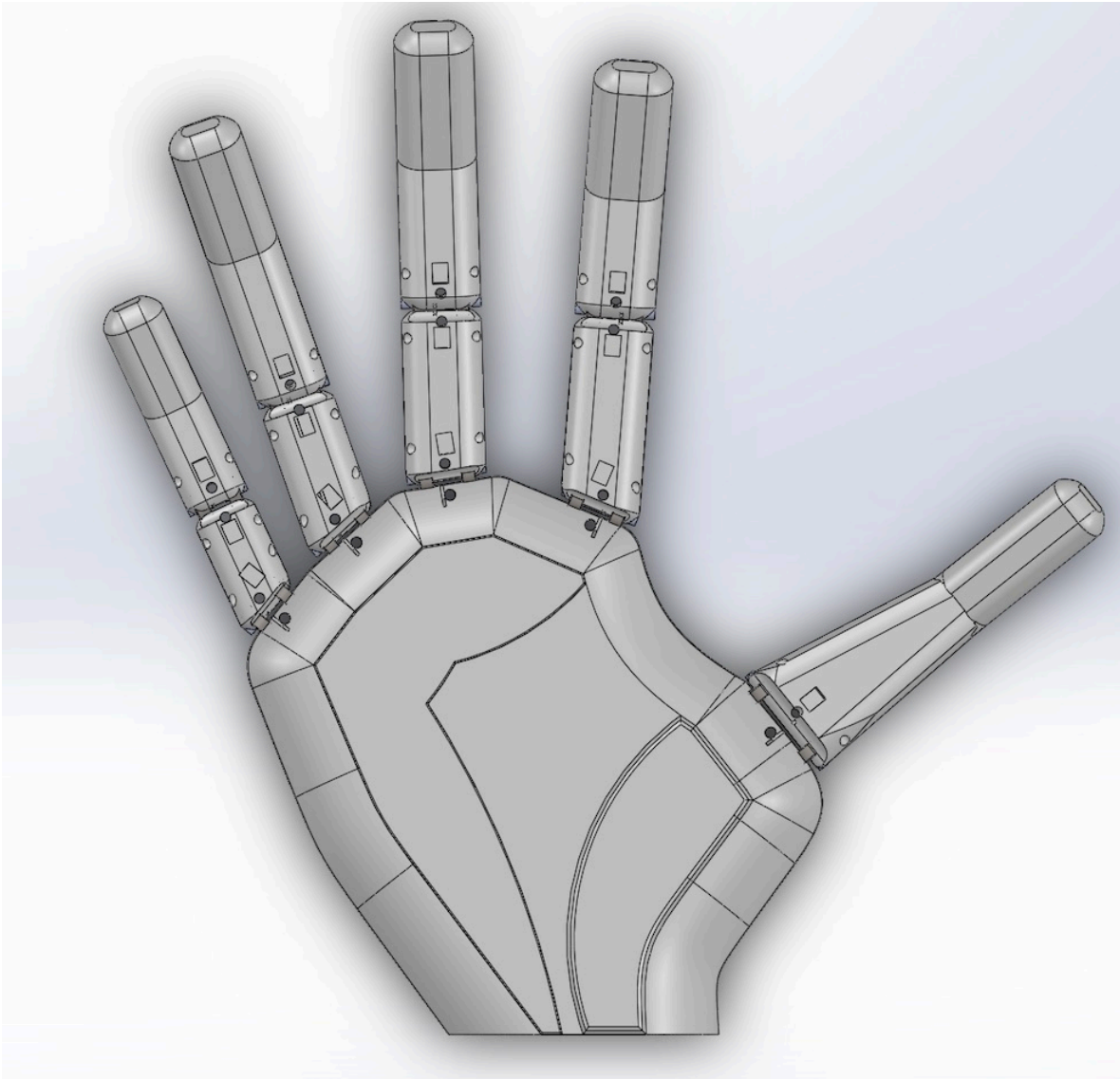


Figura 3-26.: Diseño 3D palma y ensamble de los dedos vista frontal.

Cada dedo tiene 3 agujeros horizontales (Excepto el pulgar que tiene 1) para la ubicación de ejes, uno en la falange media y dos en la proximal, en la mitad de estos se realizó un corte en forma de prisma rectangular para la postura de la línea de Fluorocarbono, los 3 agujeros verticales se colocaron para encaminar el nylon y evitar posibles pérdidas de energía causadas por la fricción.

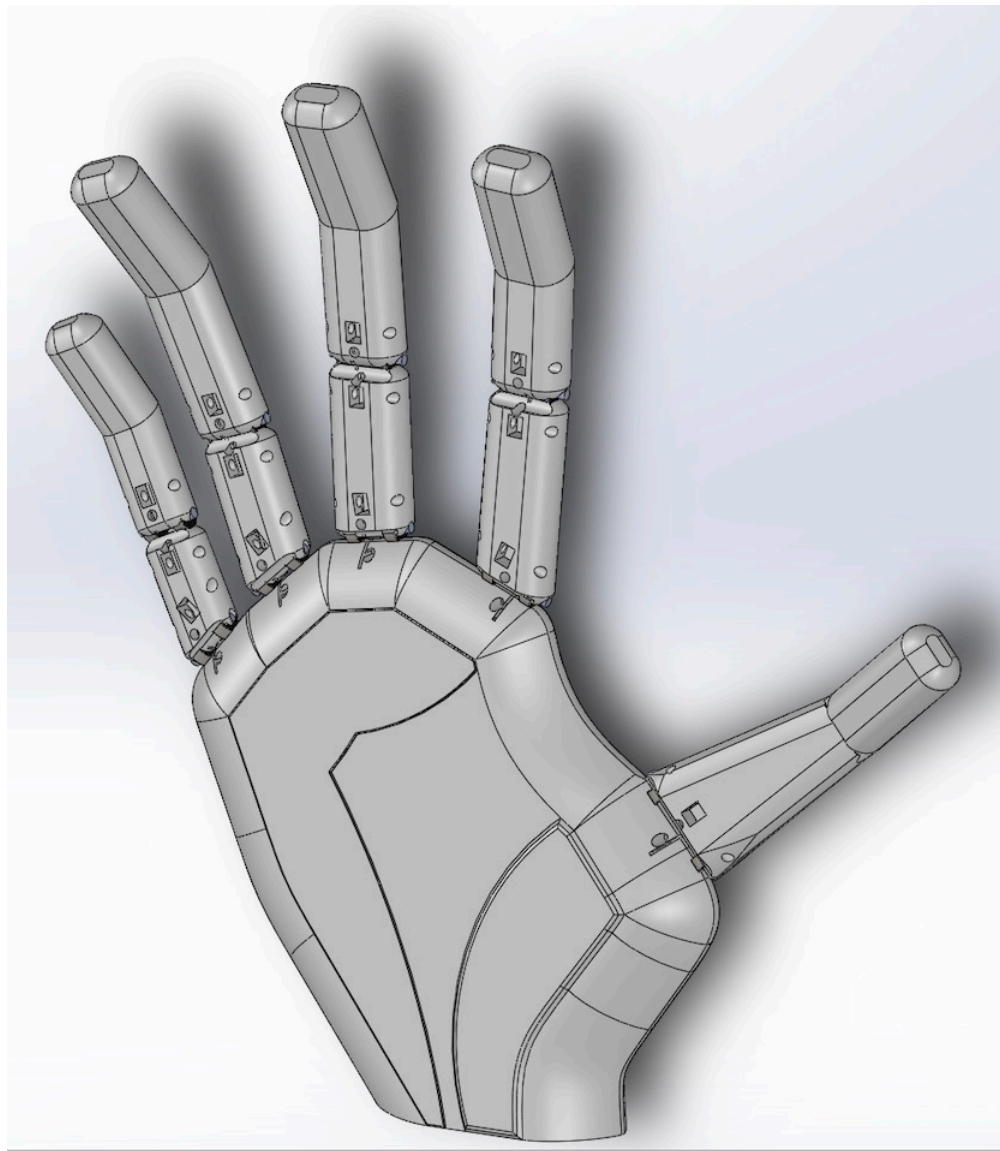


Figura 3-27.: Diseño 3D palma y ensamble de los dedos vista isométrica.

Para el pulgar sólo se realizó un agujero horizontal y otro vertical para guiar la línea de Fluorocarbono.

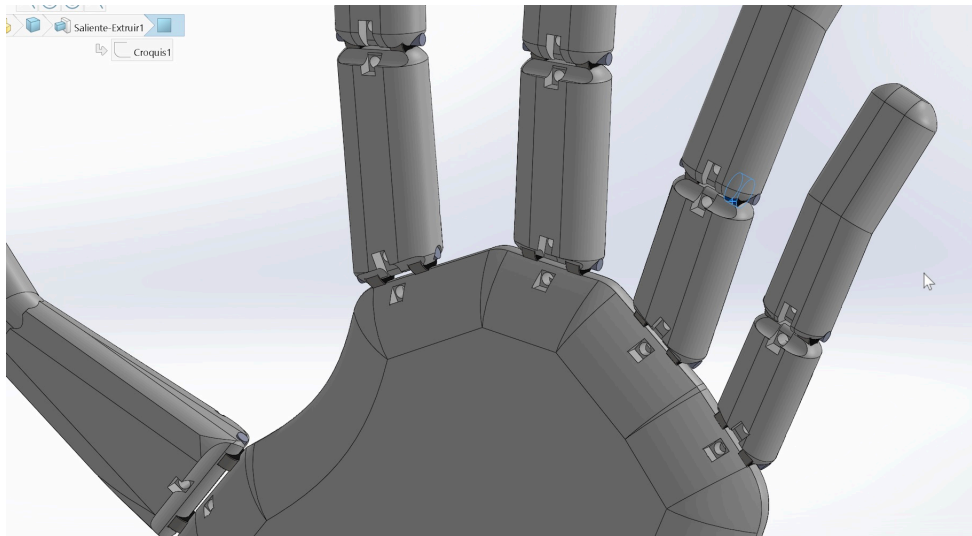


Figura 3-28.: Diseño 3D palma y ensamble de los dedos vista posterior isométrica.

Los agujeros de los ejes verticales de cada dedo por la parte posterior se usan para fijar los cabezales de los resortes **Ver Figura 3-24** para dotar de más naturalidad al movimiento de los dedos.

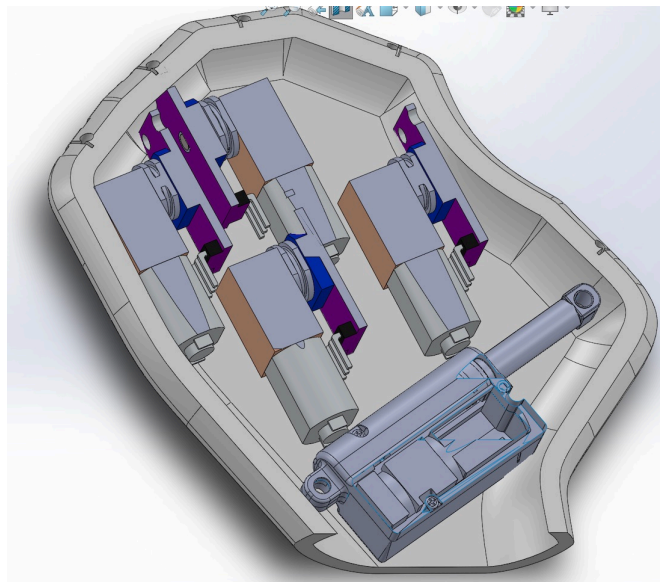


Figura 3-29.: Vista de sección con los actuadores y sensores de ángulo ensamblados.

Fue necesario realizar unos pequeños cortes en la parte superior de los sensores de ángulo **Ver Figura 3-8** para acomodarlos dentro de la palma. Esta pieza tiene 5 agujeros de 2mm θ verticales para encaminar el Nylon de Fluorocarbono hacia las poleas que van concéntricas con el eje del motor **Ver Figura 3-6**. Se hizo necesario extruir prismas rectangulares para fijar los motores con los sensores **Ver Figura 3-8**.

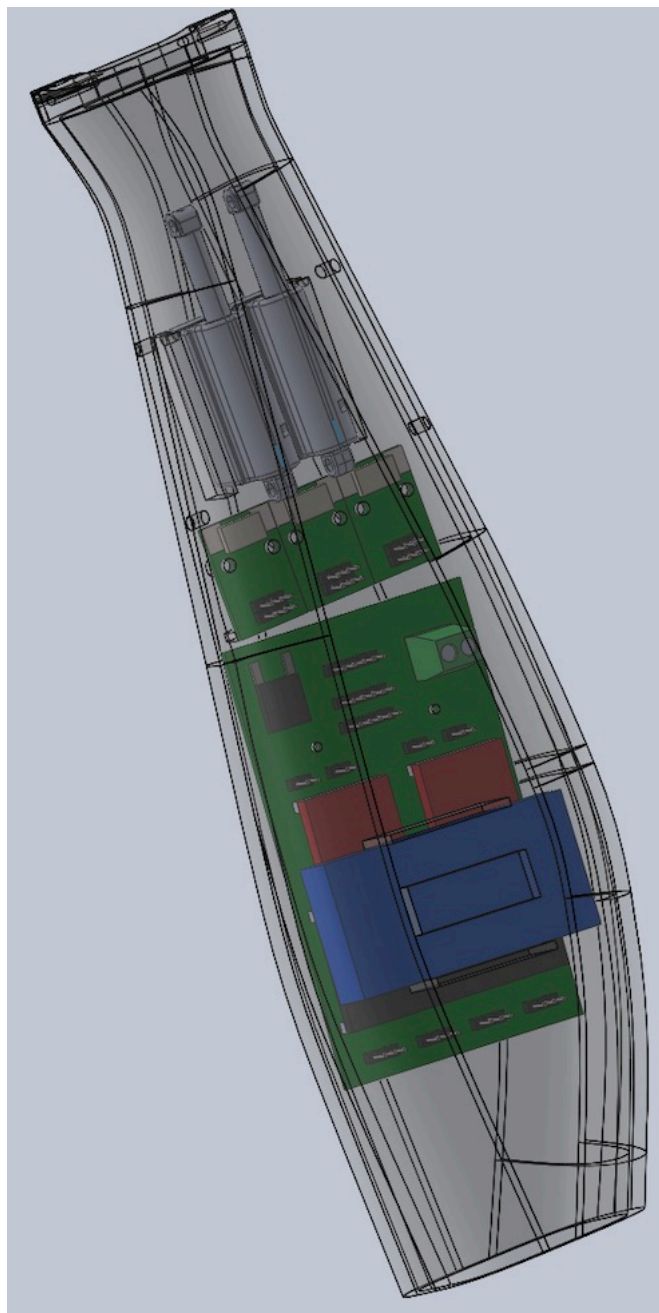


Figura 3-30.: Diseño 3D antebrazo y ensamble de la placa de circuito impreso, con 2 actuadores lineales, adaptadores FFC/FPC (Modo de visualización transparente con líneas).

Las dimensiones del antebrazo permitieron albergar los 3 conectores FFC/FPC **Ver Figura 3-9**, 2 de los 3 actuadores lineales **Ver Figura 3-4**, y la placa de circuito impreso **Ver Figura 3-19** con sus correspondientes drivers **Ver Figura 3-10**, Arduino® Nano **Ver Figura 3-14** , módulo Bluetooth™ **Ver Figura 3-11** y la batería de polímeros de litio:



Figura 3-31.: Batería LiPo (Polímeros de Litio 2S 370mAh).

Para maximizar el espacio del antebrazo y almacenamiento de energía se decidió usar una batería de 2 celdas (7.4V) y 370mAh para evitar reducir la portabilidad de la prótesis por el exceso de peso. Una vez finalizado el diseño se procedió con la impresión:



Figura 3-32.: Palma inferior impresa con las falanges superpuestas.



Figura 3-33.: Mano impresa y ajustada.

Se decidió usar 3 tornillos M3 de estrella para dejar fijo la parte inferior y superior de la palma, 2 de estos tornillos sirven también para fijar el actuador lineal PQ-12 **Ver Figura 3-4** encargado de la flexión y extensión del pulgar. La parte superior de la palma fue dotada de protuberancias similares a las humanas, para mejorar los patrones de agarre.



Figura 3-34.: Sección inferior y superior de la prótesis.

El material elegido para la fabricación de las piezas fue PLA (Ácido Poliláctico) debido a que es biodegradable, no emite emisiones tóxicas y se deriva de materiales renovables como el maíz, la yuca e incluso la caña de azúcar. Es el segundo filamento con mejor resistencia y flexibilidad, luego del ABS.

Por otra parte el ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno) es un termoplástico un poco más resistente y con acabado más brillante que el PLA. Pero su proceso de impresión es más complejo, libera olores de alta toxicidad y no es biodegradable, generando más contaminación y desechos.

Otra idea propuesta fue imprimir en TPU (Poliuretano termoplástico) para dotar de flexibilidad los movimientos de la mano y la muñeca, pero si se optaba por este material perdería rigidez al momento de agarrar/seleccionar objetos.

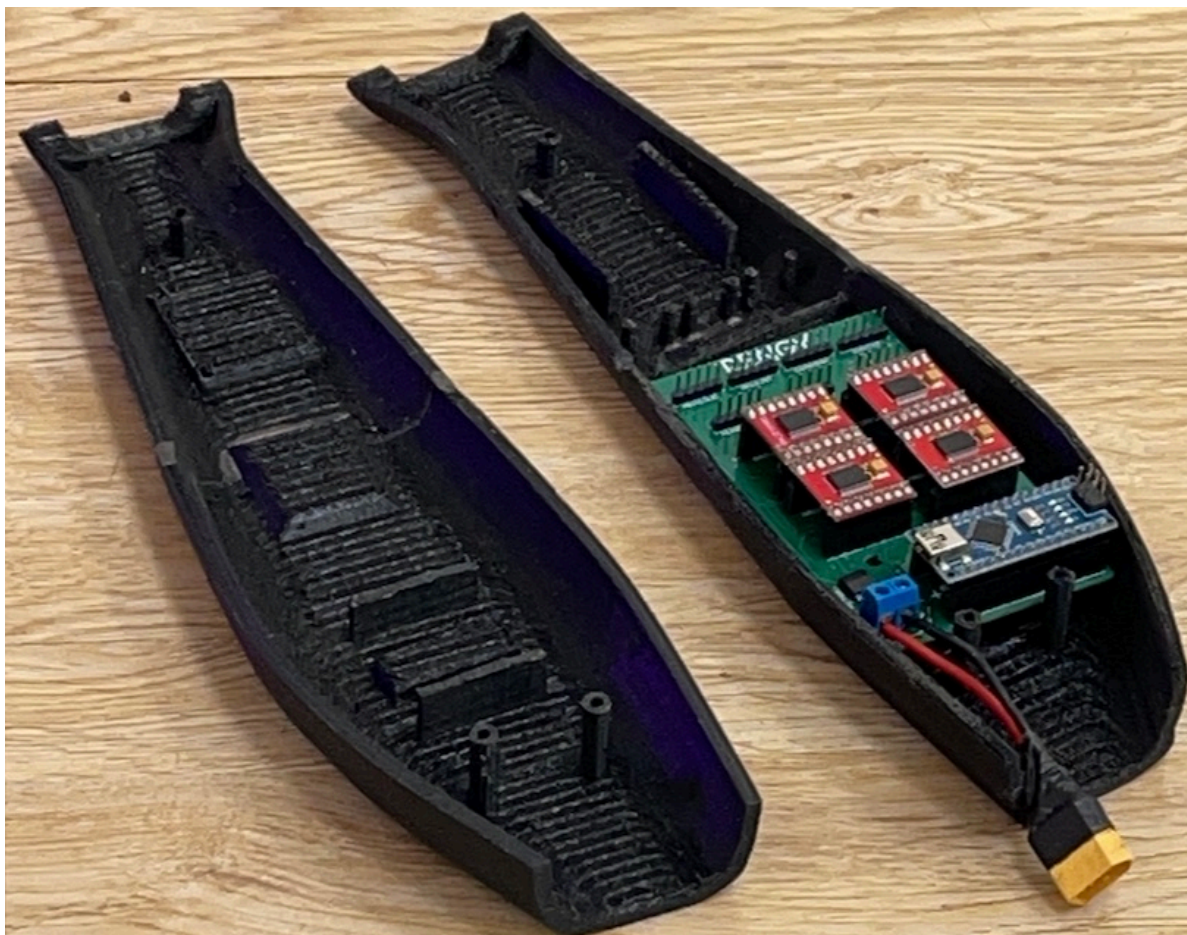


Figura 3-35.: Prueba de posicionamiento de la placa de circuito impreso PCB.

3.4. Simulación Multicuerpo (MATLAB ®/Simscape ™)

Luego de tener todo el ensamble en SolidWorks® es necesario usar un plug-in (Simscape® Multibody® Link) para exportar un archivo .XML (Lenguaje de Marca Extensible), este archivo contiene todas las rotaciones, translaciones, relaciones de posición, propiedades visuales, constantes y demás, necesarias para simular todo el sistema protésico.

Después de exportar este archivo es necesario cargar este modelo en Simulink®, para eso se hace necesario el uso de la función: `smimport('');` .

Al ejecutar el código se genera automáticamente un Script (ENSAMBLAJESIMSCAPE_DataFile1.m) con todas las relaciones de posición, rotación, translación, además se genera un sistema de bloques en Simulink®. Algunas líneas de este Script con las relaciones de posición y transformadas son las siguientes: **Ver Apéndice A.**

Luego de tener los bloques básicos en Simulink ® se procedió a establecer una posición inicial que para este caso se denominó "HOME", para esto fue necesario colocar bloques de movimiento para cada pieza del conjunto prótesis (Bloque de Revoluta, Planar, Cilíndrico) según fuera necesario.

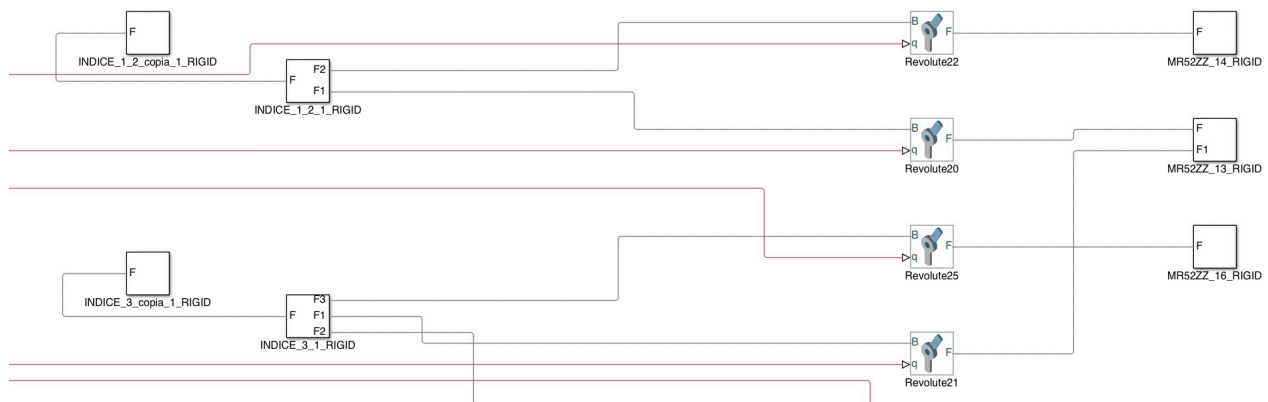


Figura 3-36.: Sección de bloques configurada para rotar la falange distal y media con la proximal y esta a su vez con el metacarpo (Dedo Índice).

Se utilizó un punto suma para posicionar un movimiento inicial por defecto, además de esto se utilizó un bloque de secuencia de repetición para que dependiendo los comandos escritos y de voz de la persona pudiera ejecutar las acciones correspondientes.

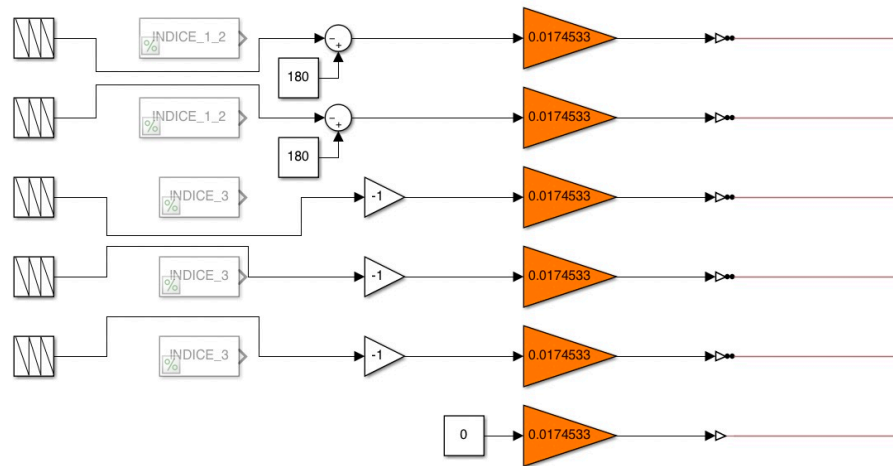


Figura 3-37.: Sección de bloques configurada con valores offset (Desplazamiento desde el inicio) para configurar el movimiento "HOME".

Por practicidad en el Script se optó por nombrar las variables con el siguiente formato: "Dedo_3" y "Dedo_1_2", donde el primero es el ángulo que forma la palma con la falange proximal y el segundo el ángulo que forma la falange distal y media (fija), con la falange proximal.

Es necesario utilizar un filtro de segundo orden (Derivada) en el bloque de conversión de señal digital a física, puesto que las variables de entrada de los dedos y la muñeca son posición angular y para el cálculo cinemático interno de la simulación es necesario obtener una velocidad y aceleración angular.

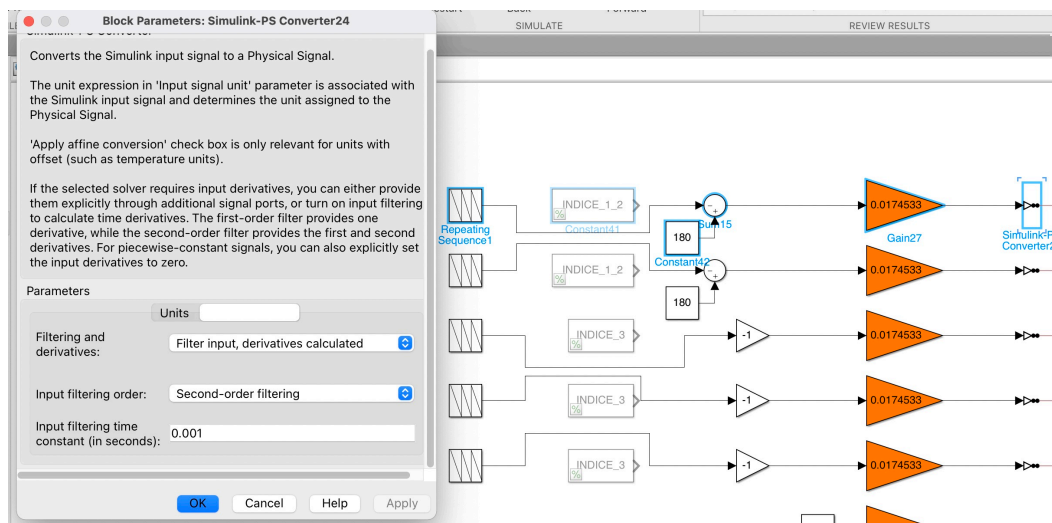


Figura 3-38.: Filtro de segundo orden por bloques.

La ganancia que se observa de color naranja es para convertir los grados dados por el Script en radianes (rad).

Por otro lado es necesario que en el Script "CODIGO.m" se realice el envío de los ángulos necesarios para realizar los movimientos de la prótesis.

Listing 3.1: Variables

```
1 %% VARIABLES
2
3 MUNECA=45;           % (0-90)      45
4 PULGAR=0;           % (0-60)      0
5 INDICE_1_2=0;       % (0-90)      0
6 INDICE_3=0;         % (0-30)      0
7 CORAZON_1_2=0;     % (0-90)      0
8 CORAZON_3=0;       % (0-30)      0
9 ANULAR_1_2=0;      % (0-90)      0
10 ANULAR_3=0;        % (0-30)      0
11 MENIQUE_1_2=0;    % (0-90)      0
12 MENIQUE_3=0;      % (0-30)      0
13
14 TIEMPO=2;
15
16
17 %sim ( 'ENSAMBLAJESIMSCAPE.slx ' )
18
19
20 ARRAY1=[45 0 0 0 0 0 0 0 0 0];
21 ARRAY2=[MUNECA PULGAR INDICE_1_2 INDICE_3 CORAZON_1_2
22 CORAZON_3 ANULAR_1_2 ANULAR_3 MENIQUE_1_2 MENIQUE_3];
```

En primer lugar se debe establecer los ángulos mínimos y máximos que ejecuta cada falange y/o articulación, el tiempo máximo de ejecución en simulación y en la vida real se limitó a 2 segundos o en su defecto 2000ms.

Este valor de tiempo se aproximó al entero mayor, adquirió del datasheet del actuador que tarda más en efectuar su movimiento, en este caso son los 3 actuadores lineales Actuonix PQ-12 con relación 63:1 **Ver Figura 3-5**, la velocidad lineal de este es de 15mm/s con una carrera de 20mm, el tiempo aproximado desde el punto máximo al mínimo o viceversa es de aproximadamente 1333ms o en su defecto 1,333s.

Listing 3.2: Movimientos

```

1
2  disp ( ' ' )
3  disp ( ' "PROTESIS" ' )
4  disp ( ' ' )
5
6  disp ( 'HOME' )
7  disp ( 'PISTOLA ' )
8  disp ( 'BOTELLA ' )
9  disp ( 'LIKE ' )
10 disp ( 'SENALAR ' )
11 disp ( 'FLEXION ' )
12 disp ( 'EXTENSION ' )
13 disp ( 'AGARRE ' )
14
15 disp ( '...Para salir presione cualquier tecla...' )
16
17 n = input ( 'INGRESE EL MOVIMIENTO:  ', 's' );

```

Desde el aplicativo móvil con reconocimiento de palabras se puede hacer la elección de 8 movimientos preestablecidos, estos se pueden ejecutar uno tras del otro (2000ms de diferencia), puesto que siempre que ejecuta un movimiento se reemplaza el primer array por el segundo, estos a su vez se cargan en los diferentes bloques de repetición de secuencias y se vuelve a ejecutar la simulación desde el Script, la elección de estos movimientos se hace a través de un switch case.

Listing 3.3: Asignación de Arrays

```

1  ARRAY2=[MUNECA PULGAR INDICE_1_2 INDICE_3 CORAZON_1_2
      CORAZON_3 ANULAR_1_2 ANULAR_3 MENIQUE_1_2 MENIQUE_3];
2
3  POS1=[ARRAY1(1) ARRAY2(1) ];
4  POS2=[ARRAY1(2) ARRAY2(2) ];
5  POS3=[ARRAY1(3) ARRAY2(3) ];
6  POS4=[ARRAY1(4) ARRAY2(4) ];
7  POS5=[ARRAY1(5) ARRAY2(5) ];
8  POS6=[ARRAY1(6) ARRAY2(6) ];
9  POS7=[ARRAY1(7) ARRAY2(7) ];
10 POS8=[ARRAY1(8) ARRAY2(8) ];

```

```

11 POS9=[ARRAY1(9) ARRAY2(9) ];
12 POS10=[ARRAY1(10) ARRAY2(10) ];
13
14 sim( 'ENSAMBLAJESIMSCAPE.slx' )
15
16 pause(TIEMPO);
17
18 ARRAY1=ARRAY2;

```

Este es una de las configuraciones de los ángulos para cada articulación:

Listing 3.4: Ángulos del movimiento "BOTELLA"

```

1 case 'BOTELLA'
2
3     disp('BOTELLA...')
4
5     MUNECA=45;
6     PULGAR=60;
7
8     INDICE_1_2=90;
9     INDICE_3=30;
10
11    CORAZON_1_2=90;
12    CORAZON_3=30;
13
14    ANULAR_1_2=90;
15    ANULAR_3=30;
16
17    MENIQUE_1_2=90;
18    MENIQUE_3=30;

```

En forma de ejemplo se decidió ejecutar 4 movimientos, cada uno con una duración de 2 segundos entre ellos, se inició desde el movimiento denominado "BOTELLA", desde ahí se desplazó hasta "HOME", luego hacia "LIKE" y finalmente a "SENALAR":

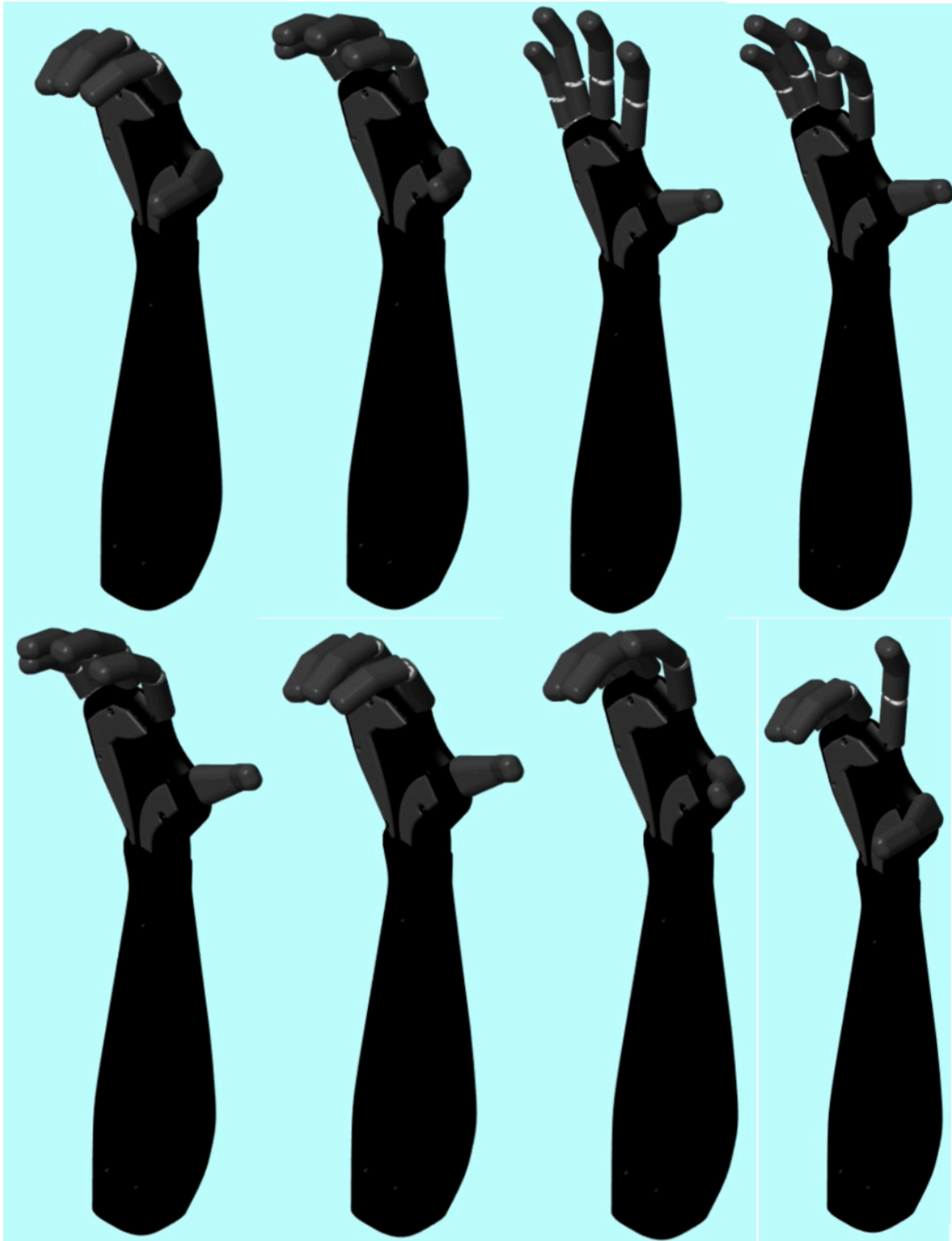


Figura 3-39.: Secuencia de 4 movimientos desde Script: "BOTELLA", "HOME", "LIKE" y "SENALAR".

3.5. Programación en Arduino®

De forma general se optó por realizar un pseudocódigo para expresar de forma compacta e informal el algoritmo que ejecuta el Arduino® como se observa a continuación:

Listing 3.5: Pseudocódigo

```
1
2 void loop() {
3
4 if(in == 0){ // Desajusta los dedos y la muñeca
5 ACTUADORES_ABRIR();
6 delay(1500);
7 ACTUADORES_CERRAR();
8 delay(2000);
9 ACTUADORES_OFF();
10 delay(10);
11 in=2;
12 }
13
14 if(K==0){
15 delay(125);
16 INICIALIZAR(); //Realiza la calibracion inicial ("HOME")
17 K=1;
18 BLUETOOTH(); //Envia las instrucciones a la aplicacion
19 MOVIMIENTOS(); //Ejecuta los movimientos correspondientes a
    cada comando
20 }
21
22 if(BT.available() > 0){ //Pregunta por disponibilidad de
    comando en Bufer (Memoria temporal)
23 BTEvent(); //Carga las variables correspondientes de cada
    comando
24 }
25
26 }
```

La característica más importante de este código es la recepción de los comandos por voz enviados por el SmartPhone, es por eso que la comunicación serial a través del módulo Bluetooth HC-05 Ver **Figura 3-11**, Ver **Figura 3-14** es muy importante, los pines 0 y 1 están

preconfigurados como Serial0 RX y TX, si se conecta directamente a los pines TX y RX del Bluetooth causaría problemas al cargar un código, es por eso que en el diseño de la PCB **Ver Figura 3-20** se hizo la conexión de los pines 12 y 13 del Arduino® Nano **Ver Figura 3-14** y a través de la librería SoftwareSerial.h se configurarían estos pines para iniciar otra comunicación serial denominada BT.

Listing 3.6: Creación de variables y configuración pines RX-TX para el Bluetooth

```
1
2  #include <SoftwareSerial.h>
3  SoftwareSerial BT(12,13); //RX-TX
4  char cadena[255];
5
6  int i=0;
7  int in=0;
8  int INI=0;
9  int GO=0;
10 int MOV=0;
11 int K=0;
12
13 int POS_A_1=0;
14 int POS_A_2=0;
15 int POS_A_3=0;
16 int POS_A_4=0;
17 int POS_A_5=0;
18 int POS_A_6=1;
19
20 int POS_B_1=0;
21 int POS_B_2=0;
22 int POS_B_3=0;
23 int POS_B_4=0;
24 int POS_B_5=0;
25 int POS_B_6=1;
```

el arreglo denominado cadena se creó con la finalidad de albergar los comandos por voz configurados para los 8 movimientos previamente mencionados **Listing 3.2: Movimientos** las variables i, in, INI, GO, MOV y K se utilizarán como contadores e inicialización de funciones.

En lugar de 2 arreglos de 6 dimensiones para guardar las posiciones de cada dedo y de la muñeca se decidió crear 12 variables 6 con la posición inicial A y 6 con la posición final B,

el número uno corresponde al meñique, el 2 al anular, el 3 al corazón el 4 al índice el cinco al pulgar y el 6 a la muñeca.

Para los 5 dedos sólo se puede estar en dos estados, en 0 y en 1, 0 es cuando está completamente estirado (en posición "HOME"), en 1 es cuando se flexionan; para la muñeca se manejan 3 estados, 0 es en extensión, 1 "HOME" y 2 en flexión.

Listing 3.7: Definición de pines

```
1 // SENSORES
2 #define S_MENIQUE 20
3 #define S_ANULAR 19
4 #define S_CORAZON 18
5 #define S_INDICE 17
6 #define S_PULGAR 16
7 #define S_MUNECA1 15
8 #define S_MUNECA2 14
9
10 //ACTUADORES
11 #define M1_A1 11
12 #define M1_A2 10
13 #define M1_B1 9
14 #define M1_B2 8
15 #define M2_A1 7
16 #define M2_A2 6
17 #define M2_B1 5
18 #define M2_B2 4
19 #define M3_1 3
20 #define M3_2 2
21 #define M4_A1 0
22 #define M4_A2 1
```

Se usó el puerto análogo A para la lectura de los sensores y los pines restantes del puerto D para el control de los actuadores **Ver Figura 3-14, Ver Figura 3-4, Ver Figura 3-6, Ver Figura 3-8, Ver Figura 3-10.**

Listing 3.8: Lectura de sensores

```

1
2  int MENIQUE = 0;
3  int ANULAR = 0;
4  int CORAZON = 0;
5  int INDICE = 0;
6  int PULGAR = 0; //1500ms
7  int MUNECA1 = 0;
8  int MUNECA2 = 0;
9  double M1 = 0.3515625;//ANGULAR
10 double M2 = 0.01953125;//LINEAL
11 int DEG_MENIQUE = 0;
12 int DEG_ANULAR = 0;
13 int DEG_CORAZON = 0;
14 int DEG_INDICE = 0;
15 int MM_PULGAR = 0;
16 int MM_MUNECA1 = 0;
17 int MM_MUNECA2 = 0;

```

Para la lectura de los sensores es necesario conocer la resolución del convertidor interno ADC del Arduino® Nano Ver **Figura 3-14** para este caso es de 10 bits (1024), también es necesario conocer los valores mínimos y máximos en mm y grados de los sensores, para el caso del Actuador Lineal (0-20mm) Ver **Figura 3-4** y para el sensor de ángulo de giro (0-333°), con estos valores es posible realizar la regresión lineal correspondiente para cada caso, las contantes a multiplicar son las de tipo double M1 y M2.

Listing 3.9: void setup()

```

1
2  void setup() {
3  BT.begin(115200);
4  pinMode(LED_BUILTIN, OUTPUT);
5  pinMode(M1_A1, OUTPUT);
6  pinMode(M1_A2, OUTPUT);
7  pinMode(M1_B1, OUTPUT);
8  pinMode(M1_B2, OUTPUT);
9  pinMode(M2_A1, OUTPUT);
10 pinMode(M2_A2, OUTPUT);
11 pinMode(M2_B1, OUTPUT);
12 pinMode(M2_B2, OUTPUT);

```

```

13  pinMode (M3_1, OUTPUT) ;
14  pinMode (M3_2, OUTPUT) ;
15  pinMode (M4_A1, OUTPUT) ;
16  pinMode (M4_A2, OUTPUT) ;
17  digitalWrite (M1_A1, LOW) ;
18  digitalWrite (M1_A2, LOW) ;
19  digitalWrite (M1_B1, LOW) ;
20  digitalWrite (M1_B2, LOW) ;
21  digitalWrite (M2_A1, LOW) ;
22  digitalWrite (M2_A2, LOW) ;
23  digitalWrite (M2_B1, LOW) ;
24  digitalWrite (M2_B2, LOW) ;
25  digitalWrite (M3_1, LOW) ;
26  digitalWrite (M3_2, LOW) ;
27  digitalWrite (M4_A1, LOW) ;
28  digitalWrite (M4_A2, LOW) ;
29  digitalWrite (LED_BUILTIN, LOW) ;
30
31  }

```

Se configuran los pines como salida o entrada y se asignaron un estado inicial en bajo, para evitar posibles errores. Luego de esto es necesario crear funciones para optimizar la ejecución del código, para este caso específico una función de tipo void para realizar la comunicación serial con el Bluetooth® **Ver Apéndice B.**

Al igual que la Script de Matlab® **Ver Código 3.2**, se preestablecieron los 8 movimientos con 0 y 1 indicando si el dedo está flexionado o no (Con comandos de voz).

Listing 3.10: Lectura ADCs

```

1
2  void ADCs () {
3    MENIQUE=analogRead (S_MENIQUE) ;
4    ANULAR=analogRead (S_ANULAR) ;
5    CORAZON=analogRead (S_CORAZON) ;
6    INDICE=analogRead (S_INDICE) ;
7    PULGAR=analogRead (S_PULGAR) ;
8    MUNECA1=analogRead (S_MUNECA1) ;
9    MUNECA2=analogRead (S_MUNECA2) ;
10   DEG_MENIQUE = int (round (M1*MENIQUE)) ;

```

```

11     DEG_ANULAR = int(round(M1*ANULAR));
12     DEG_CORAZON = int(round(M1*CORAZON));
13     DEG_INDICE = int(round(M1*INDICE));
14     MM_PULGAR = int(round(M2*PULGAR));
15     MM_MUNECA1 = int(round(M2*MUNECA1));
16     MM_MUNECA2 = int(round(M2*MUNECA2));
17
18 }

```

En esta función se realiza la lectura y evaluación de los mismos en la ecuación de primer grado, tanto para la lectura angular (0-333°) como para la lineal (0-20mm), se redondea para acercar el valor al entero más cercano **Ver Apéndice C**.

Cada actuador tiene 3 movimientos, uno de apertura, uno de cierre (Para el caso de los actuadores lineales **Ver Figura 3-4**) y un estado de detención o Stop; uno de giro en sentido de las manecillas del reloj, uno en contra de las manecillas del reloj y el último es de parada (Actuadores rotativos **Ver Figura 3-6**). Estos movimientos se pueden controlar con dos pines modificando sus estados en bajo y en alto (1 y 0) **Ver Apéndice C**.

En esta función **Ver Apéndice D** se fija un estado inicial "HOME" donde la mano está completamente abierta y al finalizar su ejecución estará disponible para ejecutar en cualquier orden los 8 movimientos. Esta función usa la retroalimentación de los sensores para llegar a la posición deseada. para el caso de los micromotores N20 **Ver Figura 3-6** se van a desplazar desde los 90° hasta los 270°, para los actuadores lineales **Ver Figura 3-4** desde los 0 , pasando por una posición media en 8 mm hasta los 19mm; hasta que cada dedo no llegue a su posición no continuará con el siguiente código **Ver Apéndice E**.

En esta función **Ver Apéndice E** simplemente se valida un estado inicial A y se comprueba que llegue a un estado final B, se hace la validación en cada paso con retroalimentación de los valores tomados de los sensores, hasta que todos las articulaciones no lleguen a su estado final no se puede recibir ningún otro comando por voz.

Listing 3.11: void loop

```

1
2 void loop() {
3
4     if(in == 0){
5
6     PULGAR_CERRAR();

```

```

7     MUNECA_ABRIR ();
8     delay (750);
9     MUNECA_CERRAR ();
10    delay (120);
11    INDICE_CERRAR ();
12    CORAZON_CERRAR ();
13    ANULAR_CERRAR ();
14    MENIQUE_CERRAR ();
15    delay (1500);
16
17    PULGAR_OFF ();
18    MUNECA_OFF ();
19    INDICE_OFF ();
20    CORAZON_OFF ();
21    ANULAR_OFF ();
22    MENIQUE_OFF ();
23    delay (10);
24    in=2;
25    }
26    delay (5000);
27    if (K==0) {
28        INICIALIZAR ();
29        K=1;
30    }
31    MOVIMIENTOS ();
32    if (MOV==1)
33    {
34        BLUETOOTH ();
35        delay (1);
36    }
37
38 }

```

En la función principal loop, simplemente se ejecuta un movimiento inicial para desorganizar las articulaciones, luego de eso establecerlas en un estado inicial "INICIALIZAR()", una vez esté en el estado inicial "HOME" puede preguntar en la función "BLUETOOTH()" si se ha enviado un comando de voz y si está disponible, si lo está cargar las variables de la posición B para que a través de la función "MOVIMIENTOS()" pueda ejecutarla a la perfección.

3.6. Diseño Aplicativo Móvil (Reconocimiento de palabras) MIT App Inventor®

El aplicativo móvil debe ser minimalista (Utilizar sólo elementos esenciales) para evitar hacer complejo para el usuario el manejo de la prótesis por comandos de voz. Para el diseño del mismo se hizo uso del entorno de desarrollo de software MIT App Inventor 2 para el sistema operativo Android.

Por simplicidad y facilidad de implementación, los componentes utilizados en el desarrollo de el aplicativo móvil son los siguientes:

- 2 Campos de Texto (Menú de movimientos, reconocimiento de palabras por voz).
- 1 Selector de Lista (Selección de dispositivo Bluetooth).
- 1 Botón (Activación del micrófono).
- 1 Cliente Bluetooth.
- 1 Ítem de Reconocimiento de voz.

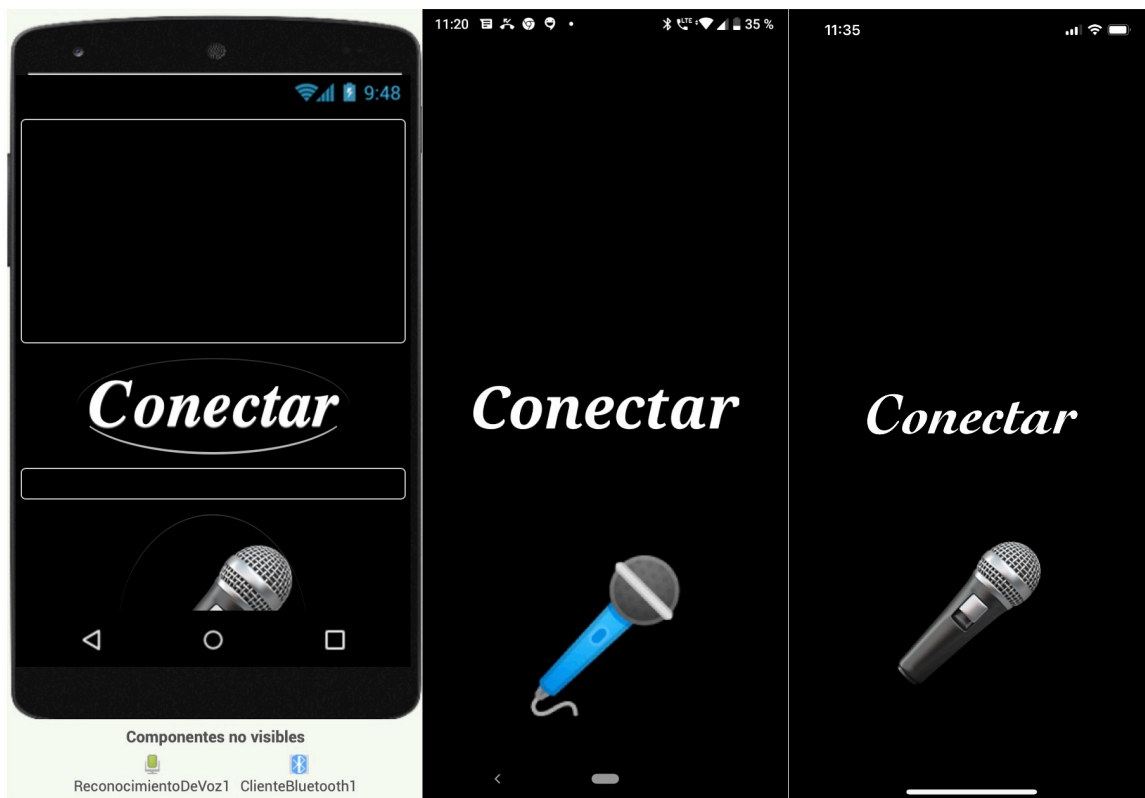


Figura 3-40.: Vista del aplicativo móvil desde la plataforma de desarrollo (Izquierda), un dispositivo con sistema operativo Android (Centro) y un dispositivo con iOS (Derecha).

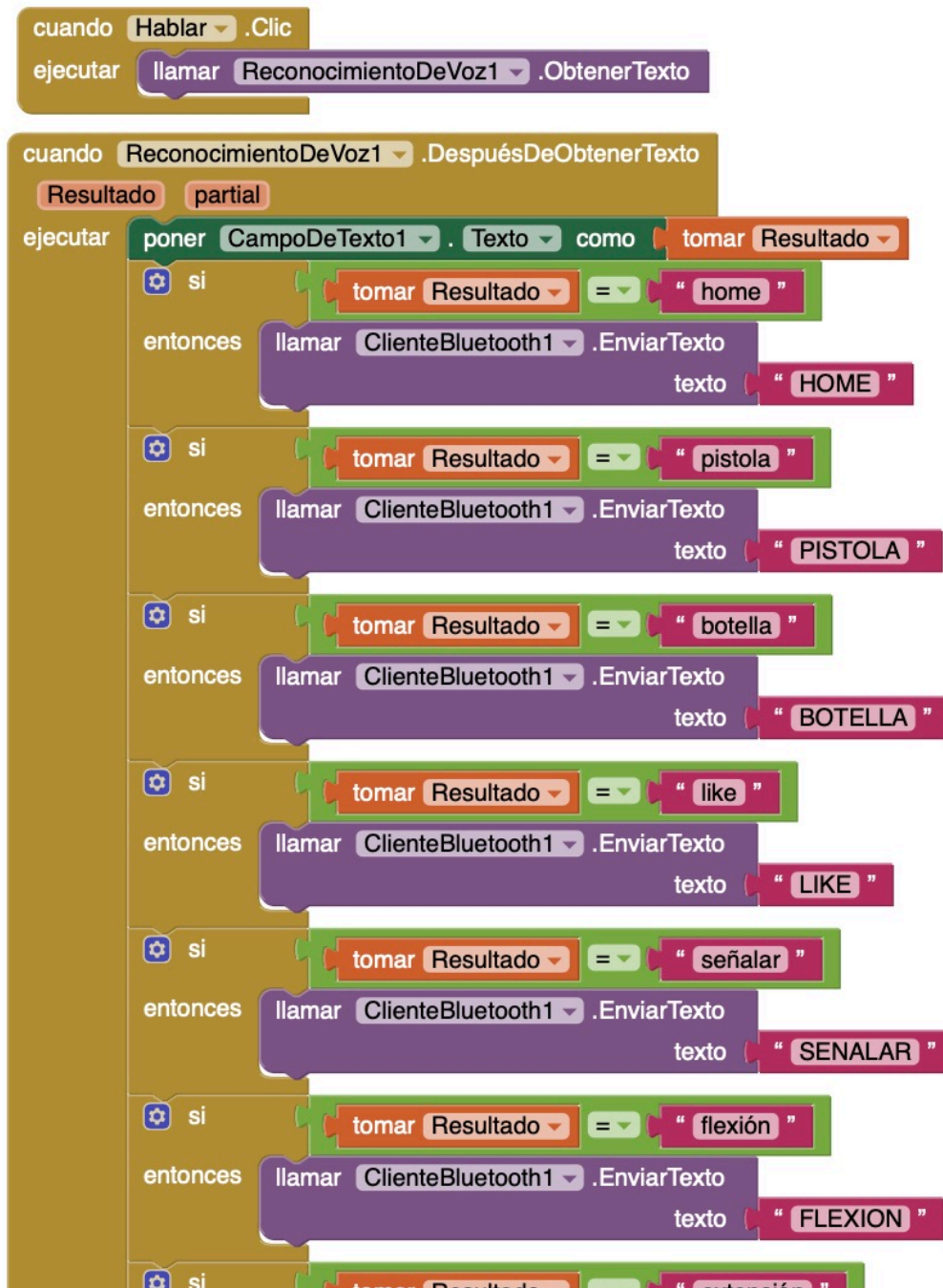


Figura 3-41.: Parte I programación por bloques (MIT App Inventor).

En cuanto a la programación por bloques es necesario en primera instancia obtener el texto de la interfaz de reconocimiento de voz, luego de eso es necesario validar la ortografía (Tildes) y el uso de mayúsculas **Ver Listing 3.2, Ver Listing 3.11** para que al ser enviada por Bluetoothy recibida en el puerto serial pueda ejecutar la función correspondiente a cada palabra reservada (HOME, LIKE, FLEXION...).

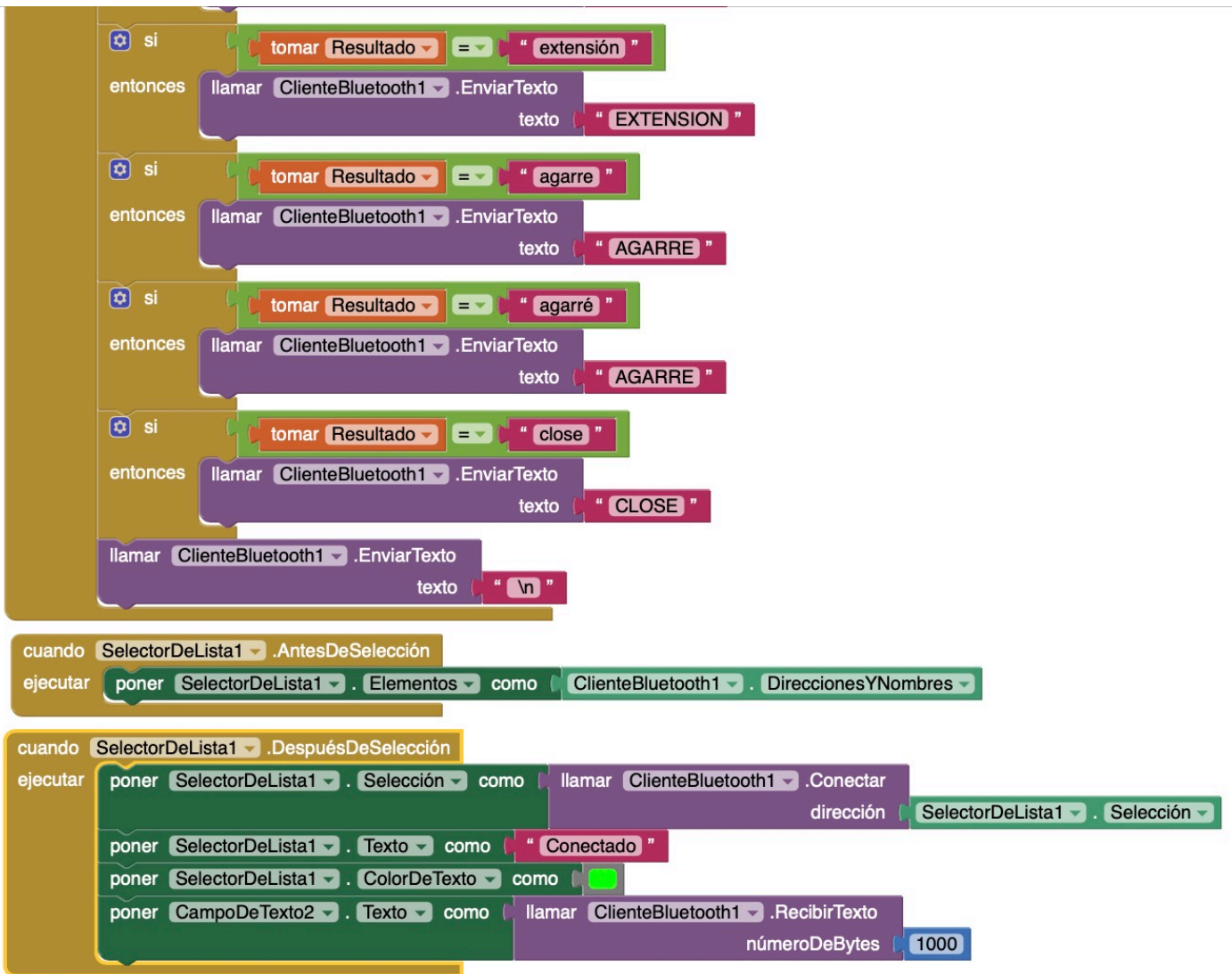


Figura 3-42.: Parte II programación por bloques (MIT App Inventor).

En la segunda parte de los bloques se puede apreciar el componente selector con las direcciones MAC y los nombres de los dispositivos Bluetooth™ a los que el SmartPhone se puede conectar, si esta conexión se efectúa correctamente, el cuadro de texto 2 imprimirá la palabra "Conectado" de color verde.

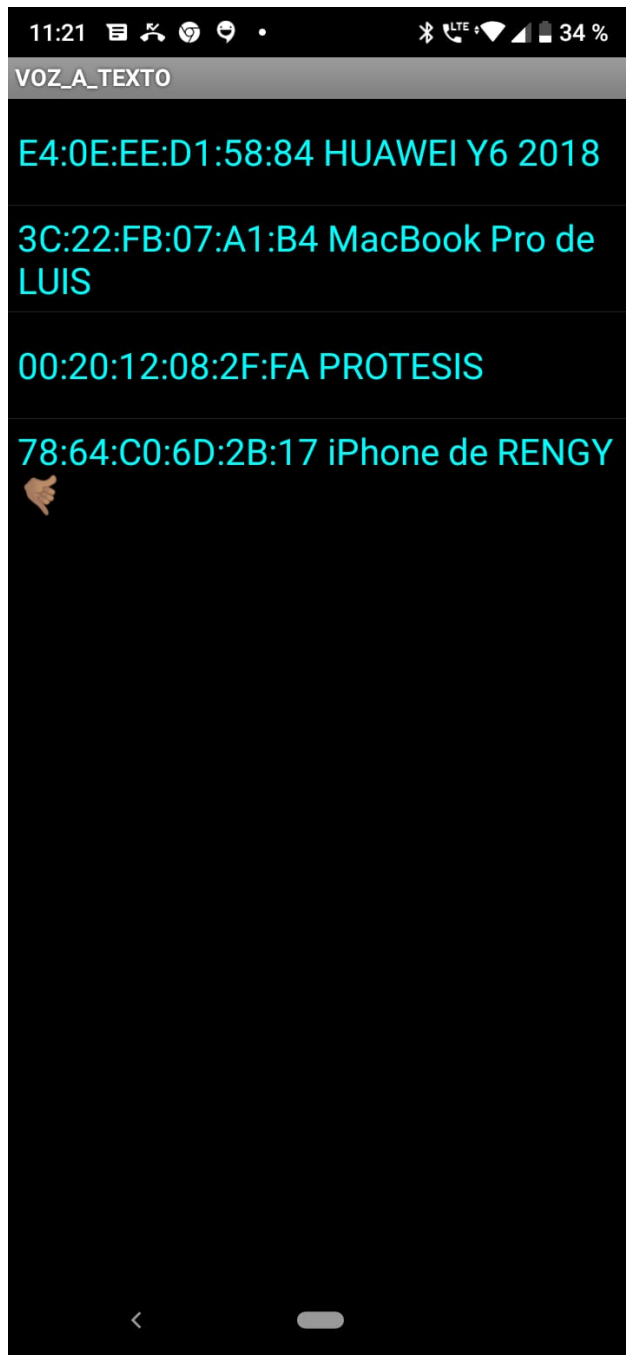


Figura 3-43.: Pantallazo del selector con la lista de dispositivos Bluetooth™ que puede acceder (Android).



Figura 3-44.: Pantallazo de la aplicación luego de ser emparejado con el dispositivo Bluetooth, esperando el menú con las opciones pre-configuradas en el código Arduino® y Matlab ®.

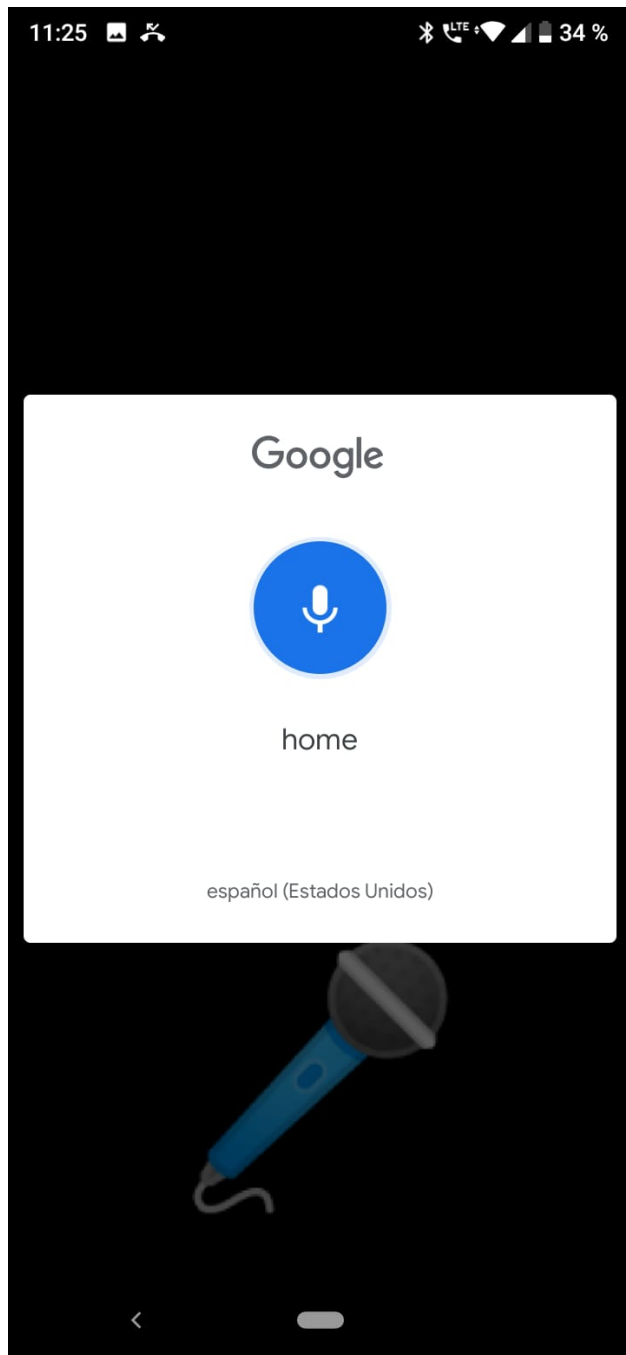


Figura 3-45.: Prueba de reconocimiento de voz con el comando "home", la aplicación revisa la ortografía y modifica las minúsculas por mayúsculas "HOME", los comandos son los presentados en **Ver Código 3.2.**



Figura 3-46.: Código QR generado para simular la aplicación diseñada desde Android y iOS.

En el caso de los dispositivos con sistema operativo iOS es posible simular la aplicación con el código QR generado, al efectuar la conexión con el módulo Bluetooth™ HC-05 **Ver Figura 3-11** no se logró visualizar la lista de los dispositivos, se indagó sobre esto y se encontró (mfi.apple.com) que el módulo no tiene la certificación "Made For iPhone MFi", sin esto es imposible ejecutar la aplicación en primera instancia de manera nativa en el Sistema Operativo, tampoco puede realizar transferencia de datos por falta de la certificación MFi, al parecer sólo se puede realizar esta conexión en iPhones de versiones anteriores (iPhone 6, iPhone SE...), con módulos BLE 4.0 y 5.0 (Bluetooth™ Low Energy) o en su defecto con un módulo Wi-Fi™.

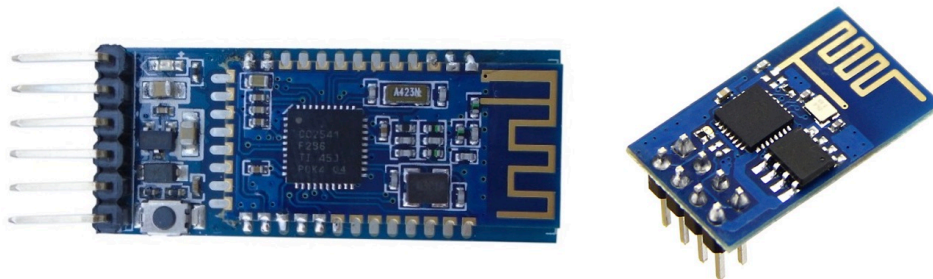


Figura 3-47.: Módulo Bluetooth™ BLE 4.0 (Izquierda), módulo Wi-Fi™ ESP8266 (Derecha).

3.7. Estudio de movimiento en SolidWorks®

Para la realización del estudio de movimiento en primera instancia se tuvo en cuenta la aceleración de la gravedad y las propiedades físicas del PLA (Ácido Poliláctico), como SolidWorks® no cuenta con las propiedades físicas del material se hizo necesario obtenerlas de makeitfrom.com una página web muy reconocida por la información que suministra a sus usuarios datos técnicos, físicos y mecánicos en especial los enfocados en la impresión 3D. Posteriormente se decidió usar los movimientos de mayor complejidad motriz para la prótesis:

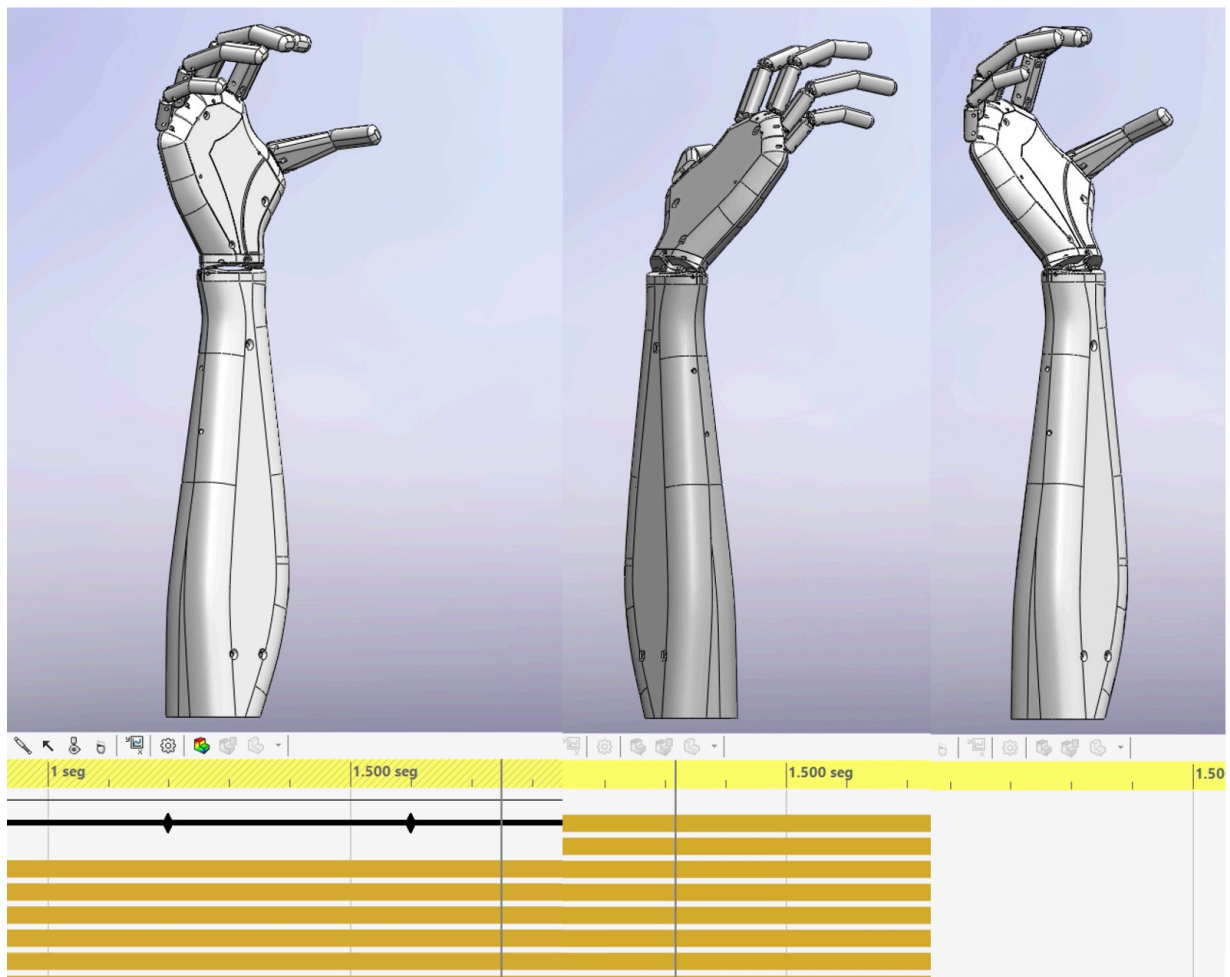


Figura 3-48.: Estudio de movimiento para 3 movimientos ("BOTELLA", "BOTELLA-FLEXIÓN" y "BOTELLA-EXTENSIÓN").

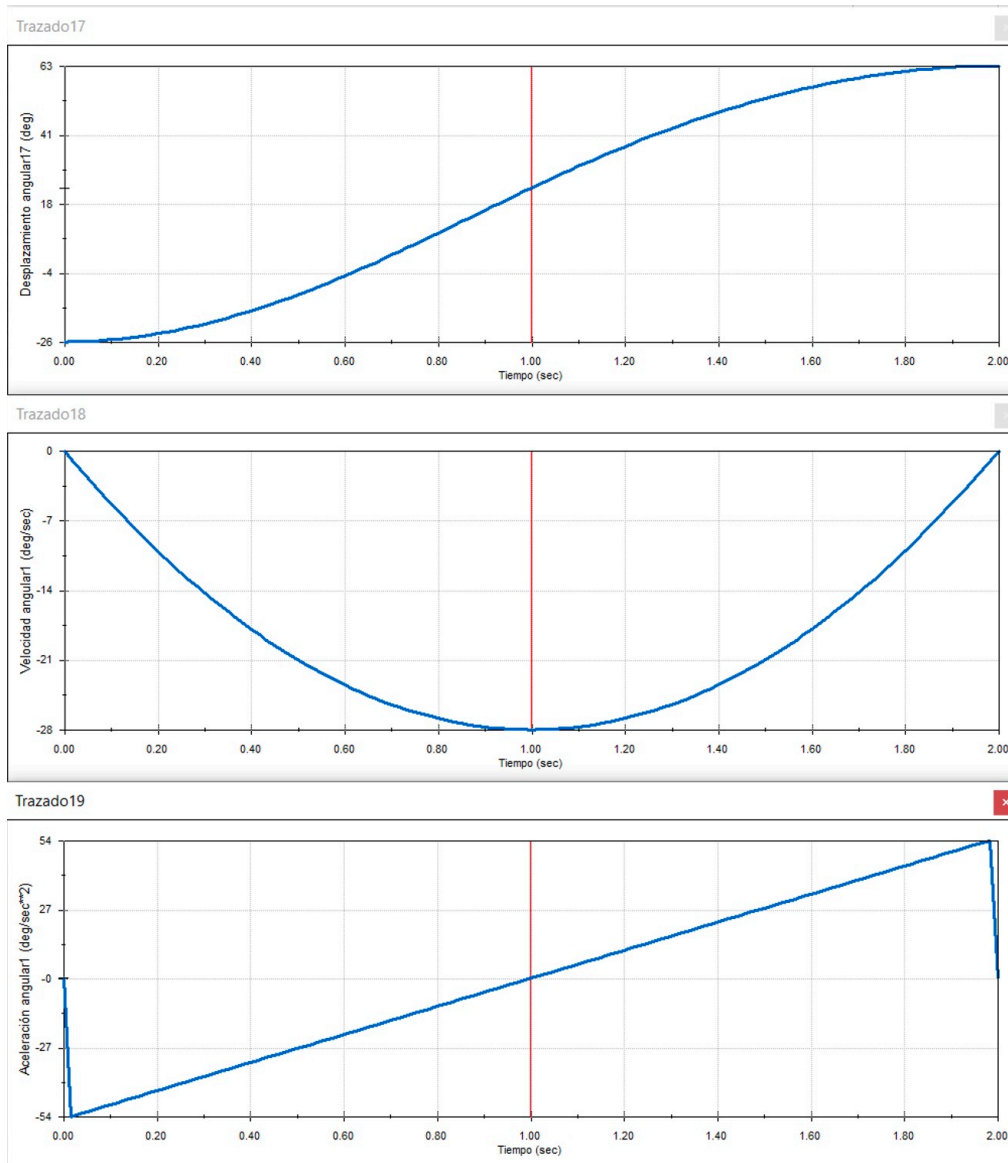


Figura 3-49.: Desplazamiento, velocidad y aceleración angular dedo Anular (Motores DC Ver Figura 3-6).

Estos son los resultados obtenidos para los 4 dedos meñique, anular, corazón e índice (motores N20 Ver Figura 3-6) fueron bastante similares, el único cambio era la posición angular inicial, en el estudio de movimiento se utilizaron motores rotatorios para cerrar y abrir las falanges de los dedos con un ángulo fijo de 90°, se observa linealidad del movimiento entre el 25 % y 75 % de la ejecución del mismo

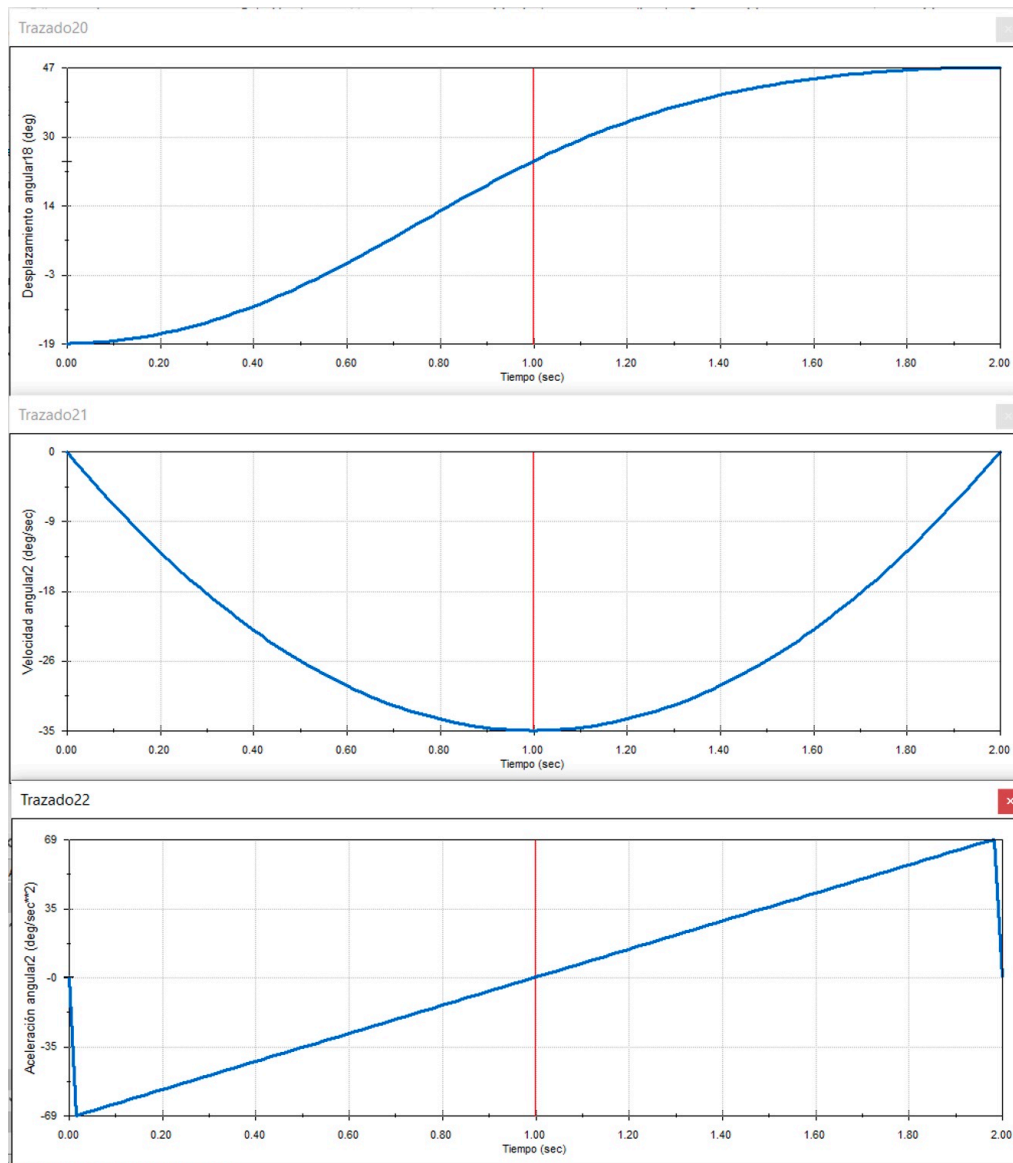


Figura 3-50.: Desplazamiento, velocidad y aceleración angular dedo Pulgar (Motores Lineales Ver Figura 3-4).

Se observan los resultados obtenidos para los 3 actuadores lineales restantes Ver Figura 3-4 pertenecientes al pulgar y a la muñeca. los valores de desplazamiento, velocidad y aceleración angular fueron bastantes similares, no se optó por utilizar un motor lineal en la simulación, aunque la actuación del motor es de tipo lineal el movimiento de estas extremidades es angular, pues se encuentran conectados en un punto de pivoteo. Por defecto SolidWorks® genera movimientos suavizados, de ahí el comportamiento de las gráficas.

3.8. Análisis por elementos finitos (FEA) en SolidWorks®

El análisis por elementos finitos nos permite de cierta manera "Predecir" el comportamiento de un diseño frente a situaciones externas, una de las situaciones más críticas por las cuáles puede atravesar la prótesis es una caída aproximadamente de la altura del usuario (1.5m-2m), para esto se eligieron 2 posibles zonas de choque donde se cree puede fallar con mayor facilidad la estructura, la parte inferior (borde) y la parte posterior (donde descansan la mayoría de componentes y con eso su masa).

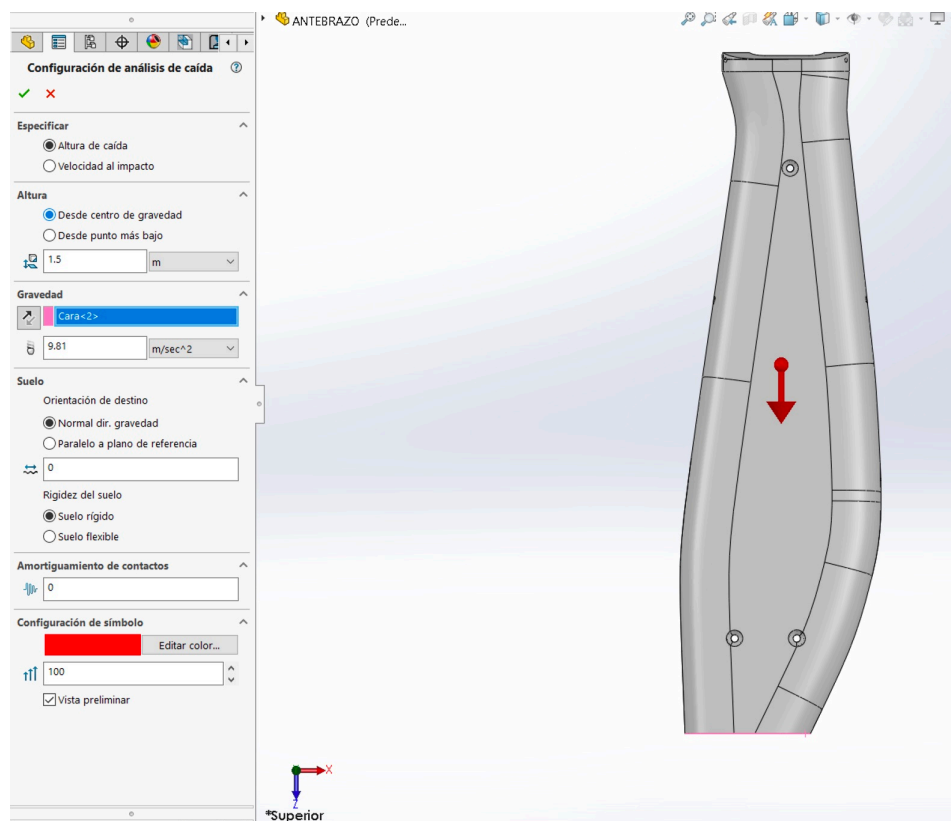


Figura 3-51.: Configuración de análisis de caída (parte inferior).

Una vez añadida la gravedad y la dirección de la caída se procedió con la generación de la malla, como la estructura cuenta con apartados milimétricos (2-3mm) no se pudo realizar tan fina, se optó por una densidad de mallado de aproximadamente un 75 %.

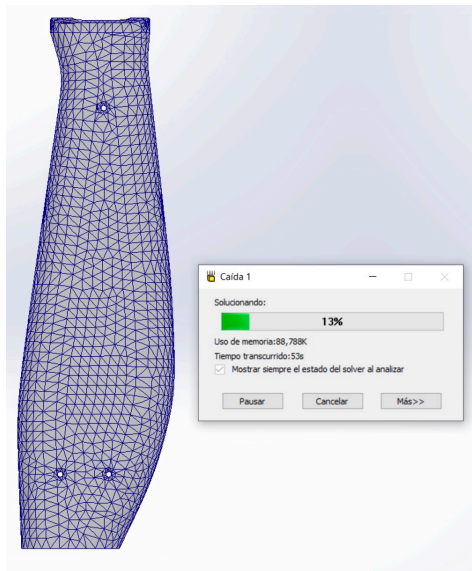


Figura 3-52.: Generación del mallado.

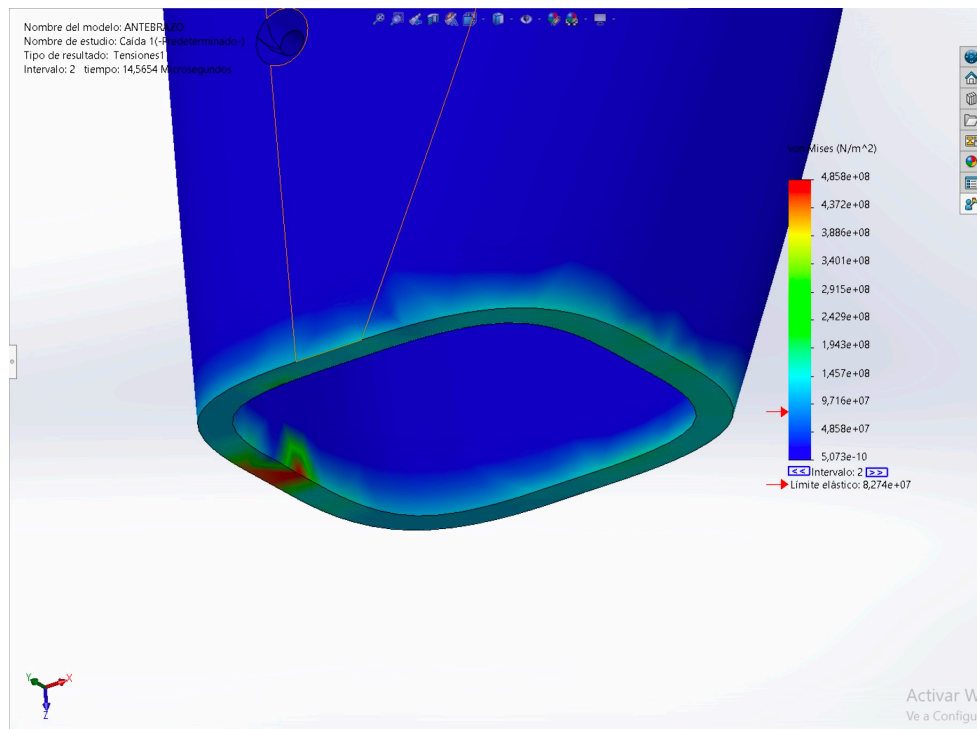


Figura 3-53.: Resultado Tensión de Von Mises (parte inferior).

El resultado de Tensión Von Mises demostró que donde hay mayor concentración de energía de distorsión es cerca a las aberturas para realizar la carga de la batería Ver Figura 3-31 y la programación del Arduino® Ver Figura 3-14.

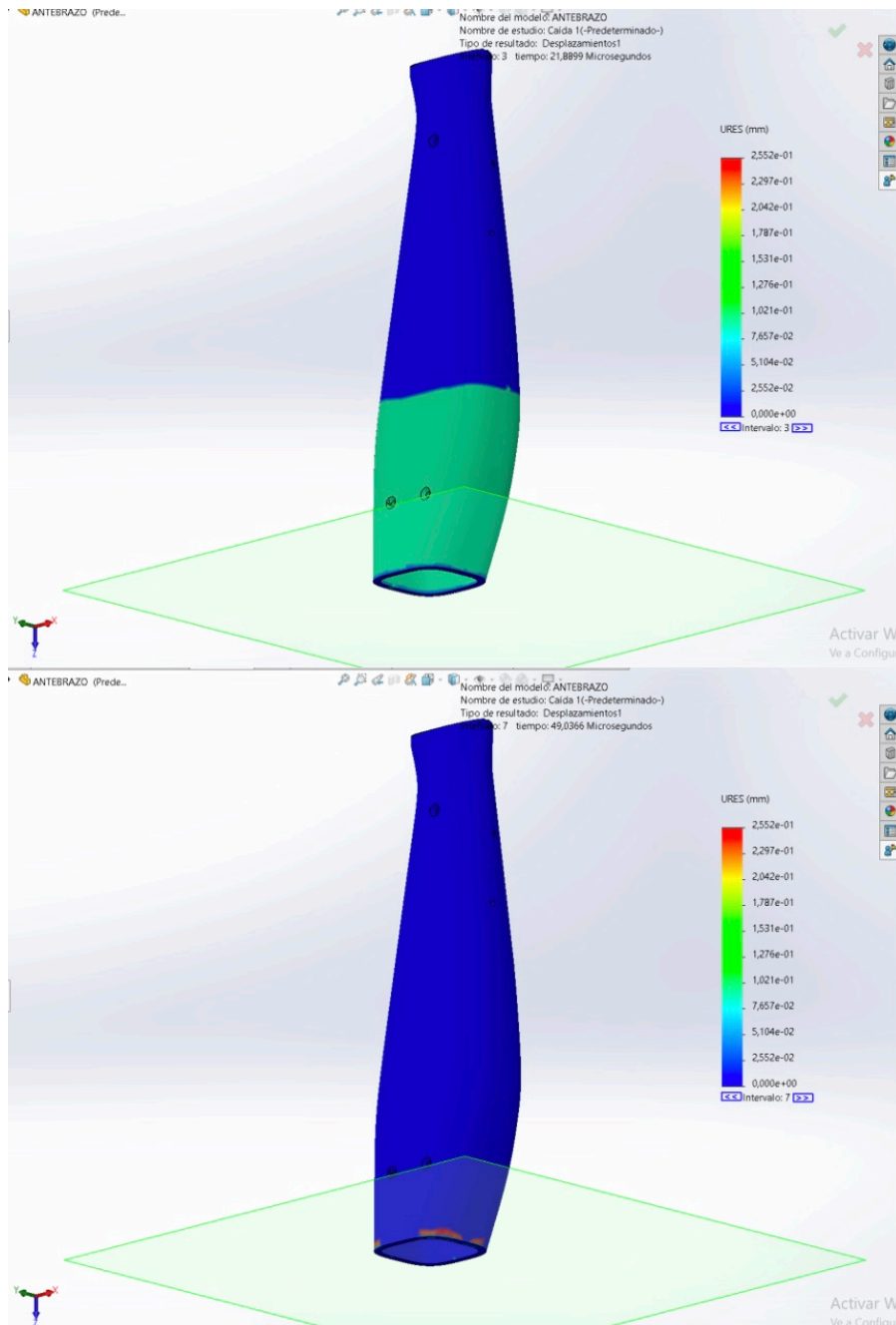


Figura 3-54.: Resultado Desplazamientos(mm)(parte inferior).

En cuanto al resultado de los desplazamientos se mostró mayor concentración del mismo en las esquinas dando como resultado un desplazamiento cercano a los 0.25mm

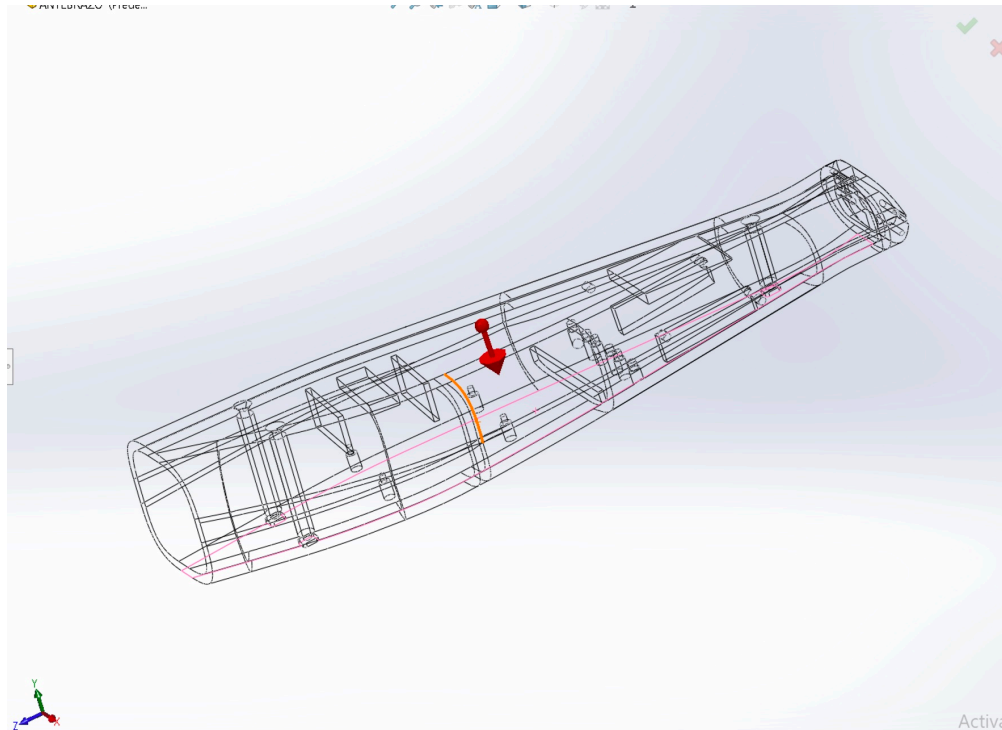


Figura 3-55.: Configuración de análisis de caída (parte posterior).

Otra de las zonas que posiblemente sean más críticas al presentarse una caída es la parte posterior de la prótesis, nuevamente se ubicó la gravedad y la dirección de caída.

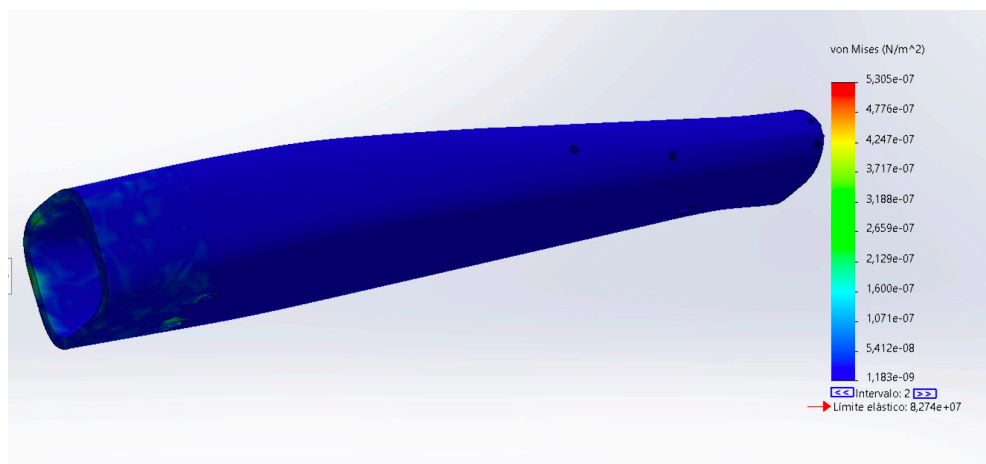


Figura 3-56.: Resultado Tensión de Von Mises (parte posterior).

Sorprendentemente el análisis de tensión de Von Mises muestra que el área más propensa a fallar es la inferior, aún así el impacto se hubiera dado en la parte posterior.

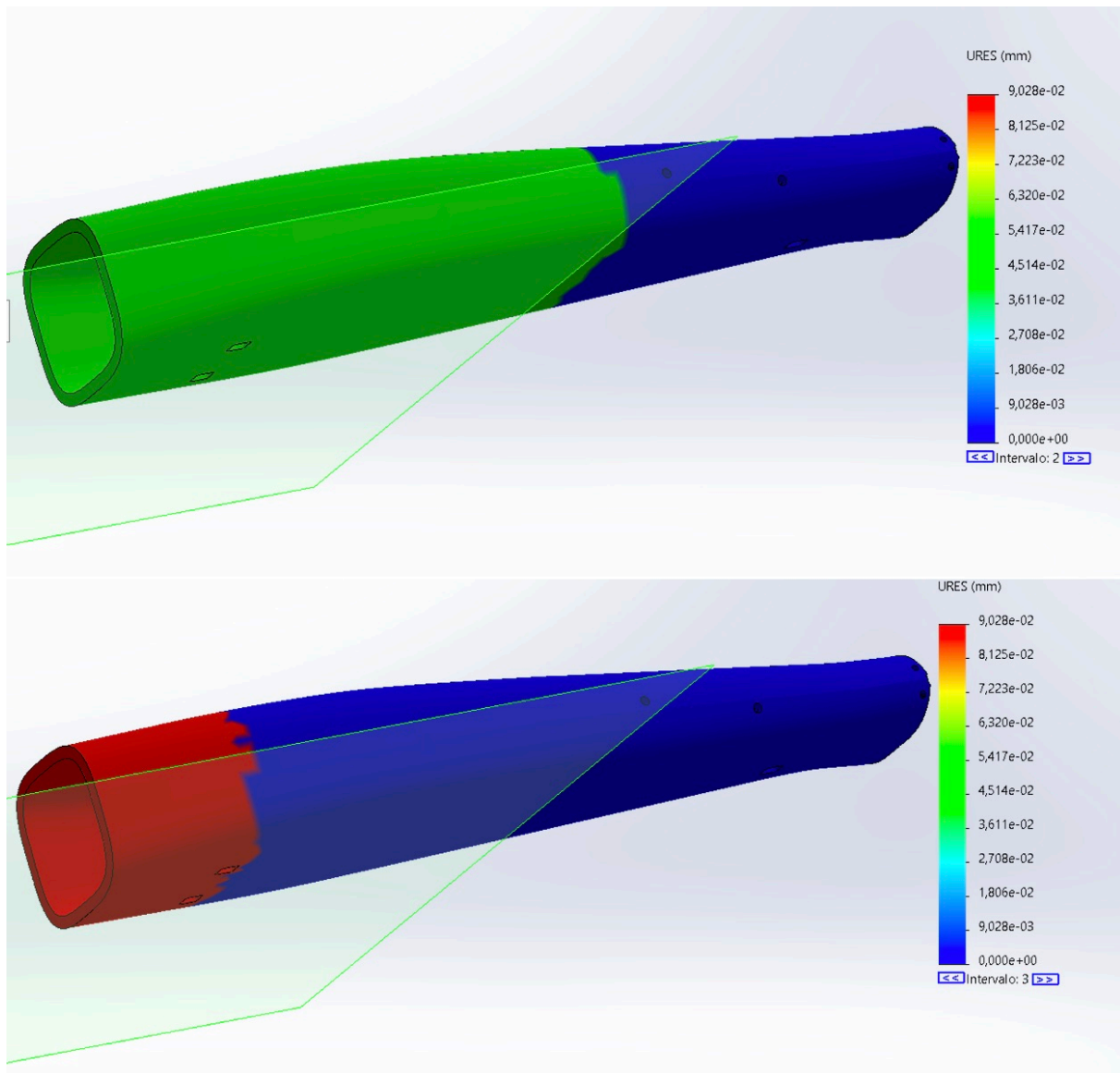


Figura 3-57.: Resultado Desplazamientos(mm) (parte posterior).

En cuanto a los desplazamientos, el mayor ronda los 0.09mm sobre la misma área anteriormente mencionada.

Este Análisis por Elementos Finitos se tuvo muy en cuenta en la fabricación de la prótesis pues dado a la magnitud del mismo se hizo necesario fabricar en varias partes, 4 partes el antebrazo, 2 partes la mano y 3 partes para cada dedo (falanges) a excepción del pulgar que se fabricó en una pieza.

4. Primeras pruebas y solución de errores

4.1. Protocolo de pruebas

Una forma sencilla de corroborar (completa o parcialmente) que el rediseño del dispositivo protésico ING-IMP-3124 [19] se realizó de manera correcta es ejecutando y validando pruebas aleatorias del sistema, como las que se ven a continuación:

- Accionamiento aleatorio de los actuadores de la prótesis a través de Arduino ® **Ver Figura 4-1 - 4-6.**
 - Prueba de movimiento oscilatorio en uno de los actuadores **Ver Figura 4-1.**
 - Prueba de movimiento no coordinado en los actuadores encargados de los dedos **Ver Figura 4-2 .**
 - Movimiento controlado individual de apertura y cierre de un dedo **Ver Figura 4-3.**
 - Generación de movimientos repetitivos usando todos los actuadores **Ver Figura 4-4.**
 - Prueba de deslizamiento y levantamiento parcial (Muñeca) de un objeto de superficie lisa **Ver Figura 4-5.**
 - Prueba de deslizamiento y levantamiento parcial (Muñeca) de un objeto de superficie no lisa **Ver Figura 4-6.**
- Simulación en tiempo real de los movimientos: "HOME", "PISTOLA", "BOTELLA", "LIKE", "SENALAR", "FLEXION", "EXTENSION", "AGARRE" en Simulink® (Simscape) y Matlab® **Ver Figura 4-10 - 4-13, 3-39.**
 - Generación de archivos ejecutables ".EXE" Windows y ".dmg" para Mac OS, para efectuar el programa directamente desde el escritorio, sin necesidad de abrir Matlab y cargar los correspondientes ficheros, Scripts y demás **Ver Figura 4-10, 4-11 .**
 - Prueba entrenamiento/simulación visual de los movimientos de la mano, ingresados por teclado **Ver Figura 4-12, 4-13, 3-39.**
 - Realización de los movimientos de la prótesis con base en la última posición generada **Ver Figura 3-39.**

- Funcionamiento del aplicativo móvil para reconocer y enviar comandos de voz con los siguientes movimientos: "HOME", "PISTOLA", "BOTELLA", "LIKE", "SENALAR", "FLEXION", "EXTENSION", "AGARRE" **Ver Figura 3-43 - 3-45, 4-7 - 4-9.**
 - Prueba de conexión serial inalámbrica App-Prótesis a través de Bluetooth™ **Ver Figura 3-43,3-44 .**
 - Detección de comandos de voz **Ver Figura 3-45, 4-7.**
 - Ejecución de algunos movimientos obtenidos por reconocimiento de voz **Ver Figura 4-7, 4-8, 4-9.**
- Validación del funcionamiento mecatrónico de la prótesis.
 - Funcionamiento de la prótesis bajo pequeñas cargas y movimientos externos **Ver Figura 4-4, 4-5, 4-6.**
 - Verificación de daño/desgaste mecánico de los diferentes componentes del sistema **Ver Figura 4-8, 4-3, 4-15 .**
 - Verificación de daño/desgaste electrónico **Ver Figura 4-15.**
- Prueba final de sostenimiento de objetos con los patrones de agarre básicos ("HOME", "PISTOLA", "BOTELLA", "LIKE", "SENALAR", "FLEXION", "EXTENSION", "AGARRE") **Ver Figura 4-21 - 4-32.**
 - Con la prótesis en posición horizontal **Ver Figura 4-21 - 4-32.**
 - Con la prótesis en transición **Ver Figura 4-21 - 4-32.**
 - Con la prótesis en posición vertical **Ver Figura 4-21 - 4-32.**

4.2. Primeras pruebas



Figura 4-1.: Primer actuador en movimiento (Dedo Índice).

El primer actuador que se programó para realizar un movimiento oscilatorio fué el correspondiente al dedo índice, bajo 3 funciones denominadas `INDICE_ABRIR()`, `INDICE_CERRAR()`, `INDICE_OFF()`.



Figura 4-2.: Respuesta oscilatoria de los dedos.

Se procedió a implementar en el resto de los dedos.



Figura 4-3.: Apertura y cierre controlado (Pulgar).

Luego de realizar los movimientos oscilatorios, se procedió a realizar el accionar de el pulgar y la muñeca Ver **Figura 4-3, 4-4** desde la posición 0mm hasta 19mm.



Figura 4-4.: Movimientos secuenciales en los dedos y respuesta de la muñeca ("EXTENSIÓN").



Figura 4-5.: "EXTENSIÓN" de muñeca con elemento de superficie lisa de 45g.

Los movimientos secuenciales se realizaron inicialmente para comprobar si los actuadores eran capaces de mover ligeramente la prótesis, a esta prueba se decidió añadirle una pequeña

carga con superficie lisa (Destornillador) para probar la fricción que presenta la estructura de PLA, al deslizarse un poco se optó por añadirle a la superficie papel de lija.



Figura 4-6.: "EXTENSIÓN" de muñeca con elemento de superficie textil porosa de 56g.

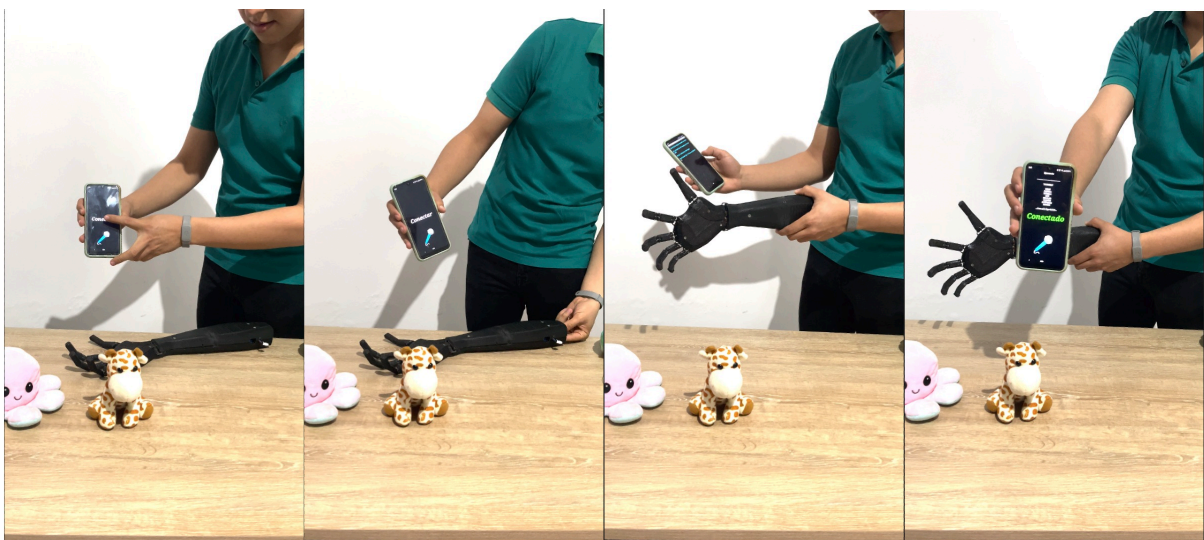


Figura 4-7.: Conexión Aplicativo móvil y sistema protésico

Primeras pruebas de conectividad y ejecución de comandos.

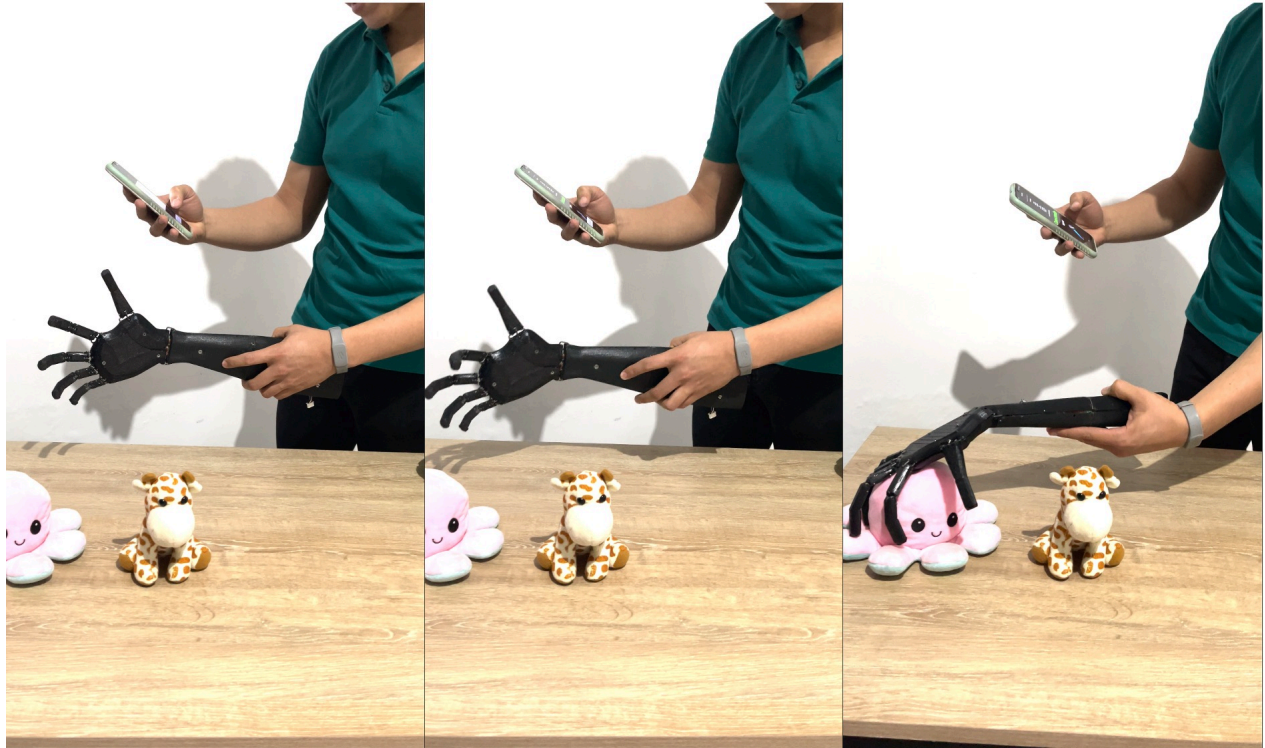


Figura 4-8.: Reconocimiento de comandos de voz y ejecución parcial de patrones de agarre.

En ciertas ocasiones los dedos no ejecutaban las funciones de agarre y apertura debido al desgaste del nylon y los resortes, se hizo necesario renovar estos elementos.



Figura 4-9.: Reconocimiento de comandos de voz y ejecución parcial de patrones de agarre.

4.3. Solución de errores

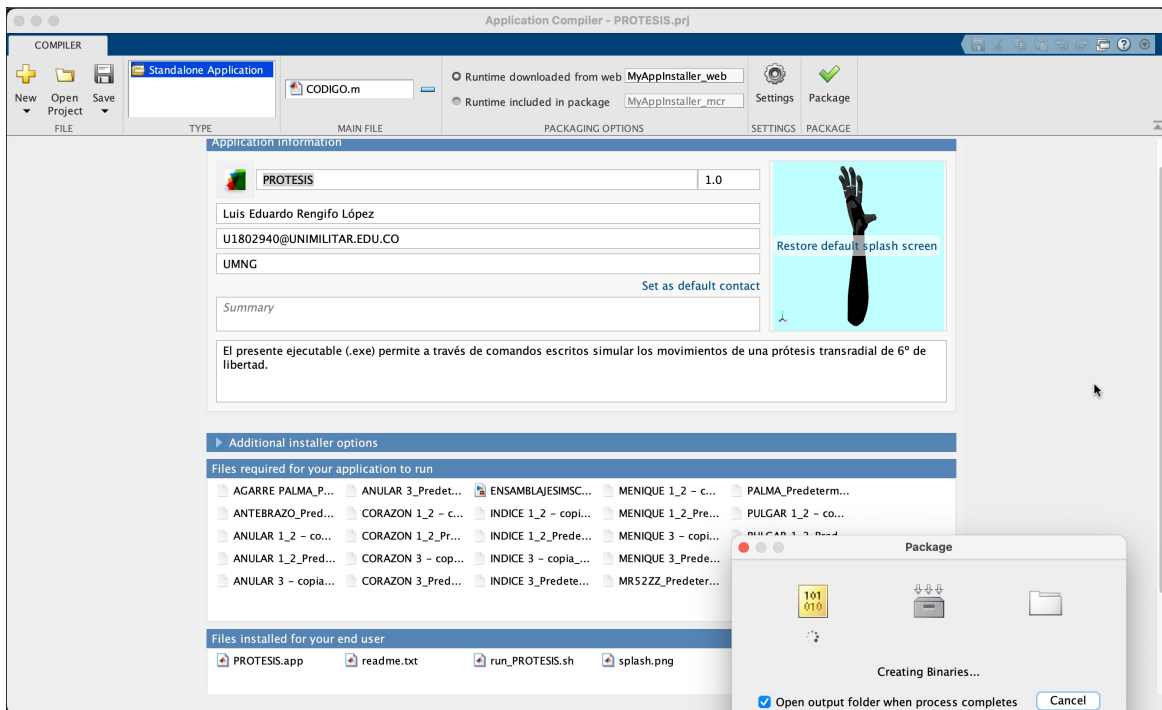


Figura 4-10.: Generación del archivo ejecutable (deploytool Matlab®).

Cuando se finalizó la programación del código se planteó por facilidad del usuario compilar el programa y hacerlo ejecutable para un computador personal, se utilizó la herramienta deploytool ofrecida por Matlab ® para esta finalidad.

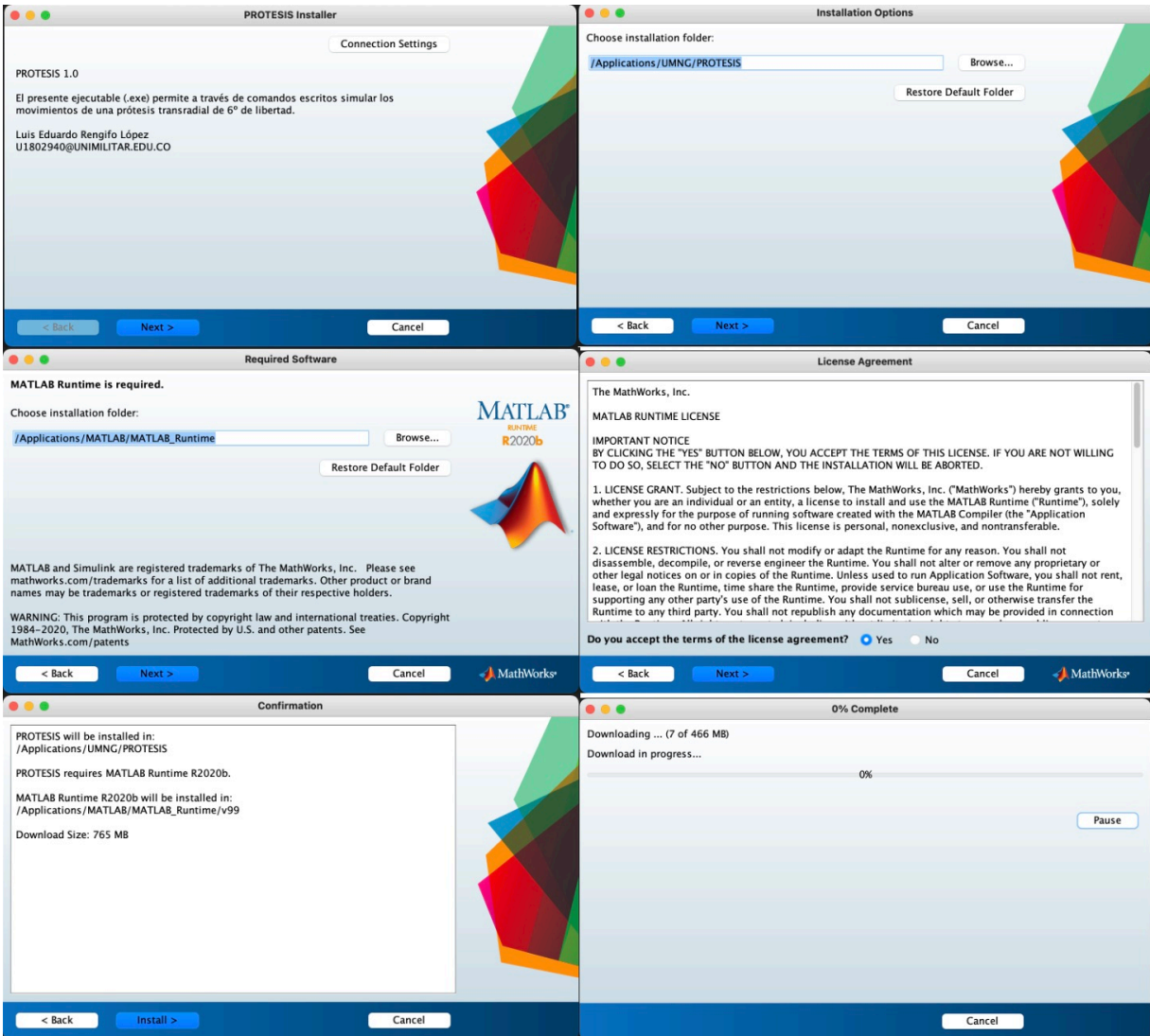


Figura 4-11.: Instalación del programa.

Luego de haber cargado los complementos necesarios para la ejecución total del programa (Archivos stl, m, scripts, slx, step...), deploytools generó los archivos necesarios para la instalación del aplicativo, en este caso para el sistema operativo Mac OS.

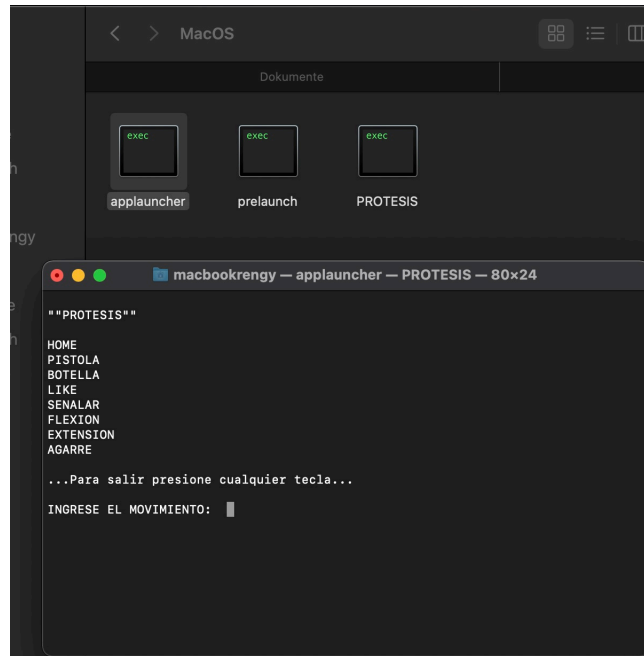


Figura 4-12.: Ejecución del programa.

Al ejecutar el código y usar la parte de comandos ingresados por teclado (por voz también) generaba un error de ejecución.

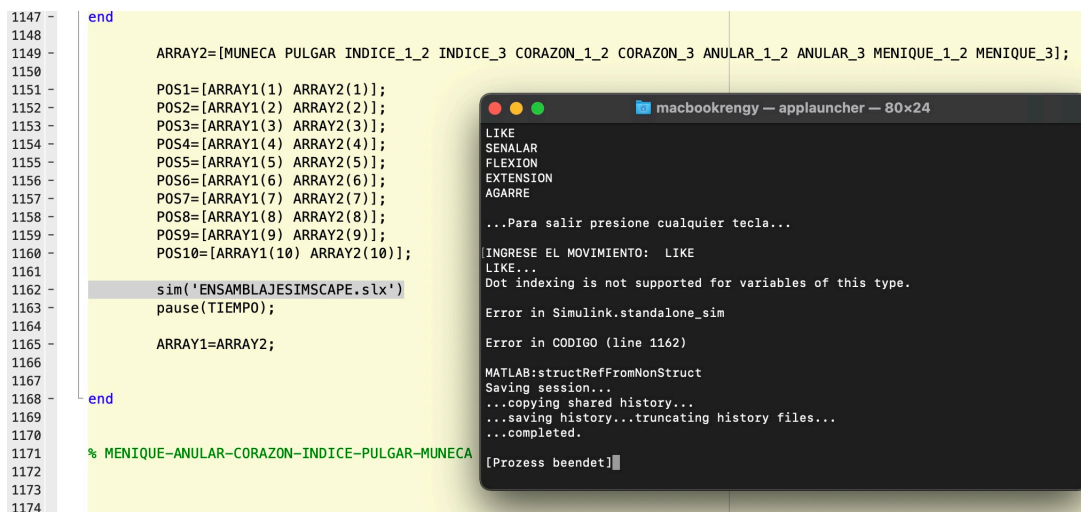


Figura 4-13.: Error (Ejecución archivo .slx).

Al indagar y buscar sobre el error, se encontró que esta herramienta "Deploytools" no puede generar un archivo ejecutable que necesite ejecutar en su proceso otro archivo, ni siquiera otro .m, por eso se decidió dejar a un lado la idea de generar un aplicativo para computador y ejecutarlo desde el Software Matlab®-Simulink™.

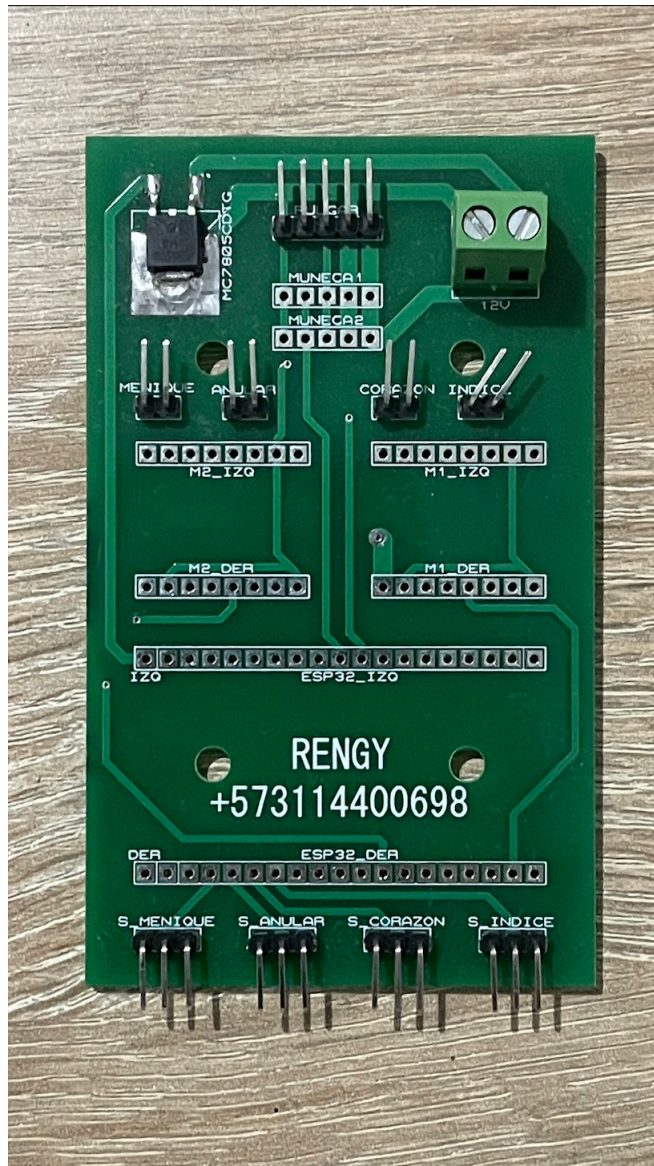


Figura 4-14.: Error de diseño primer prototipo placa PCB.

Antes de empezar con el diseño en SolidWorks se decidió fabricar una Placa de Circuito Impreso para probar el movimiento de los actuadores y demás, se había pensado utilizar una placa de programación ESP 32 WROOM Wi-Fi Bluetooth, pero en la ejecución de pruebas, movimientos y lecturas se encontró cierto nivel de dificultad innecesario a la hora de programar, en ocasiones si se hacía uso del módulo Bluetooth integrado fallaban ciertas lecturas y viceversa, los pines para la conexión de los motores, sensores y demás se encontraban en un espacio muy reducido, dificultando el acceso a los mismos, el empaquetado del regulador 7805 no era el correcto (Montaje superficial TO-253-3 DPAK), por eso se eliminó este primer prototipo y se inició con el proceso del actual Ver Figura 3-17.

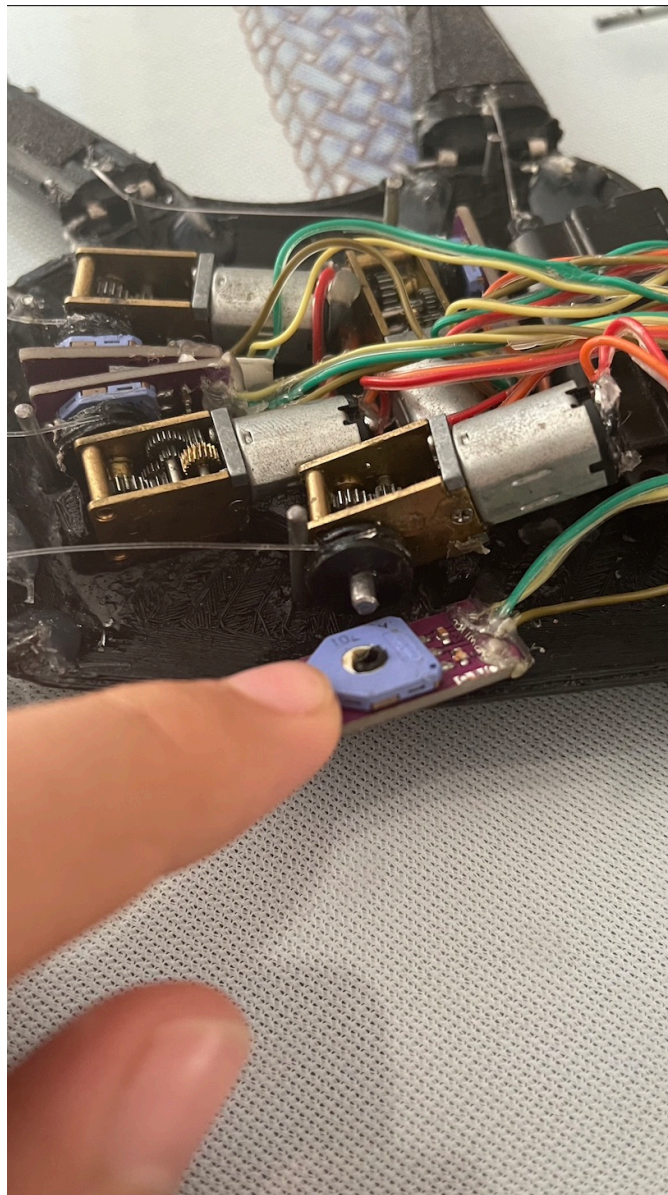


Figura 4-15.: Fallo en sistema polea-sensor de posición angular.

Durante la realización de las primeras pruebas de movimiento y ajustes de programación las poleas fabricadas en PLA para realizar los movimientos de los dedos estaban presentando rodaduras luego de varias horas de uso, luego de repararlas en varias ocasiones con pegamentos y demás presentaron también fallas los sensores de posición angular **Ver Figura 3-8**. La única solución fue fabricar más poleas y adquirir nuevos sensores, por espacio no se optó por cambiar componentes ni rediseñar las poleas.



Figura 4-16.: Vista frontal y posterior del sistema protésico.

Por tamaño de la impresora se hizo necesario fabricar la prótesis en partes, la parte inferior y superior de los componentes se fijó con tornillos de rosca fina M3 pero el antebrazo al ser tan alto tuvo que ser fabricado en 4 partes, la solución a esto se dió con el uso de cuñas en el diseño para posteriormente pegarlas con pegamento líquido de alta resistencia.



Figura 4-17.: Vista frontal y posterior, se detalla el uso de papel de lija Número 80.

Otro de los problemas encontrados en el desarrollo de la misma fue el deslizamiento de los objetos sobre las superficies impresas, aunque naturalmente por procesos de fabricación por capas (0.2mm) las piezas tienden a quedar con pequeñas líneas que pueden servir de agarre, al momento de tocar un objeto y/o agarrarlo se presentaron deslizamientos, la solución a esto fue ubicar pedazos perfectamente cortados de papel de lija de agua número 80, se realizaron varias pruebas con diferentes números de granito pero se encontró un balance perfecto de agarre y no exceso de rugosidad en el número 80.



Figura 4-18.: Vistas isométricas, se detalla el uso de alambre galvanizado para el sistema de pivote.

Uno de los fallos de mayor impacto fue el hecho de no usar puntos fijos de pivote, en el diseño teórico se pensó que con sólo la fuerza aplicada por los motores **Ver Figura 3-4**, **Ver Figura 3-6**, los rodamientos **Ver Figura 3-22** y sus zonas de apoyo podría ejecutar los movimientos a cabalidad, pero NO fue así. una solución fue usar alambre galvanizado para fabricar puntos de apoyo fijo en forma de L, 2 por cada extremidad.

4.4. Pruebas finales



Figura 4-19.: Prueba de agarre puntual "AGARRE" con "FLEXIÓN de muñeca" (Peluche 20cmx20cmx10cm).

Una de las pruebas que presenta mayor exigencia para todo el sistema eléctrico y mecánico es el agarre "BOTELLA" y al mismo tiempo un movimiento de "FLEXIÓN-EXTENSIÓN en la muñeca".

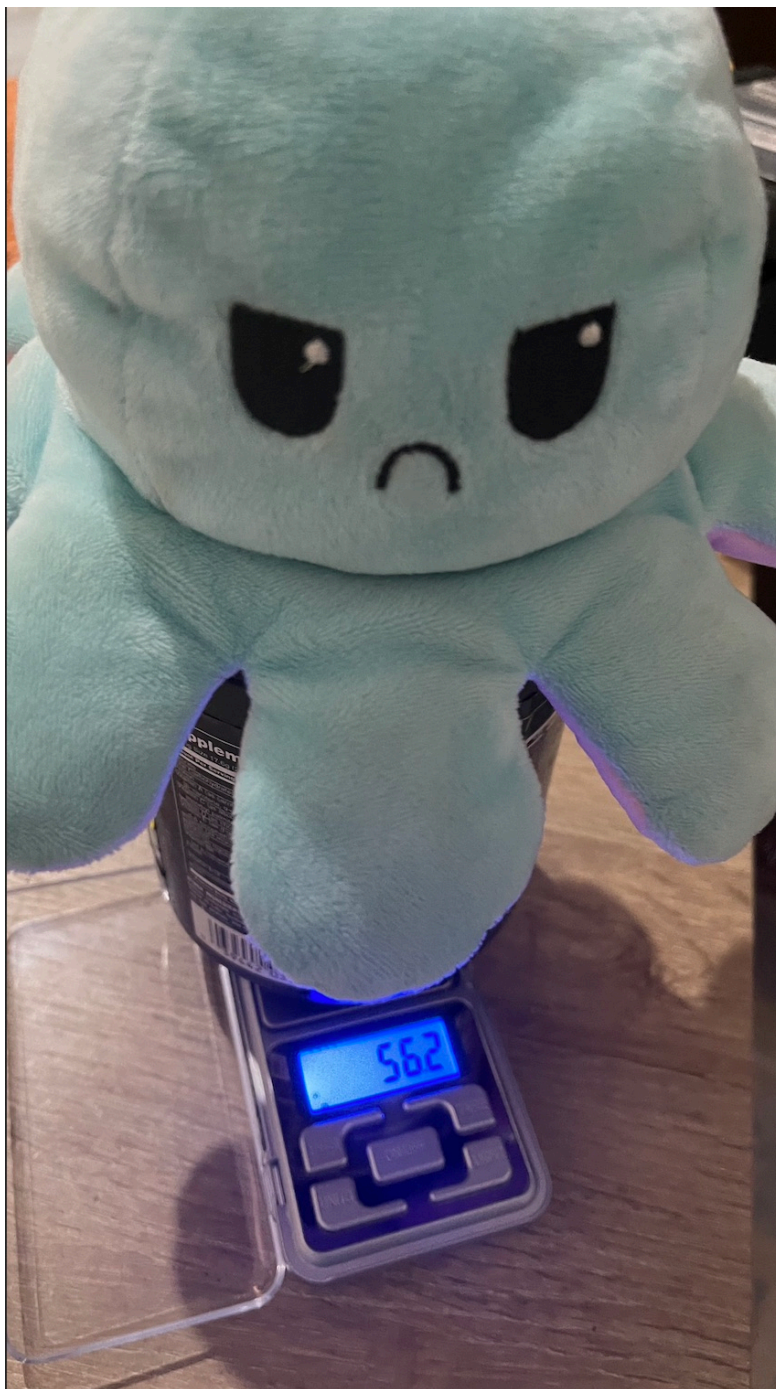


Figura 4-20.: Prueba de gramaje del peluche (No incluye la masa del envase).

La superficie suave y liviana del peluche facilitó la ejecución y prueba de los movimientos.



Figura 4-21.: Prueba de agarre autónomo("AGARRE" con "FLEXIÓN de muñeca") .

La prótesis no mostró dificultad alguna sosteniendo en alto y sin ningún soporte el peluche de aproximadamente 60 gramos, su misma base inferior le sirvió de apoyo.



Figura 4-22.: Prueba de agarre autónomo con inclinación ("AGARRE" con "FLEXIÓN de muñeca") .

Donde sí presentó un poco de dificultad era en el agarre tipo pellizco "AGARRE", al sujetar con una mano la prótesis y moverla un poco con el peluche en ciertas ocasiones se deslizaba el sujeto de prueba (Pulpo).

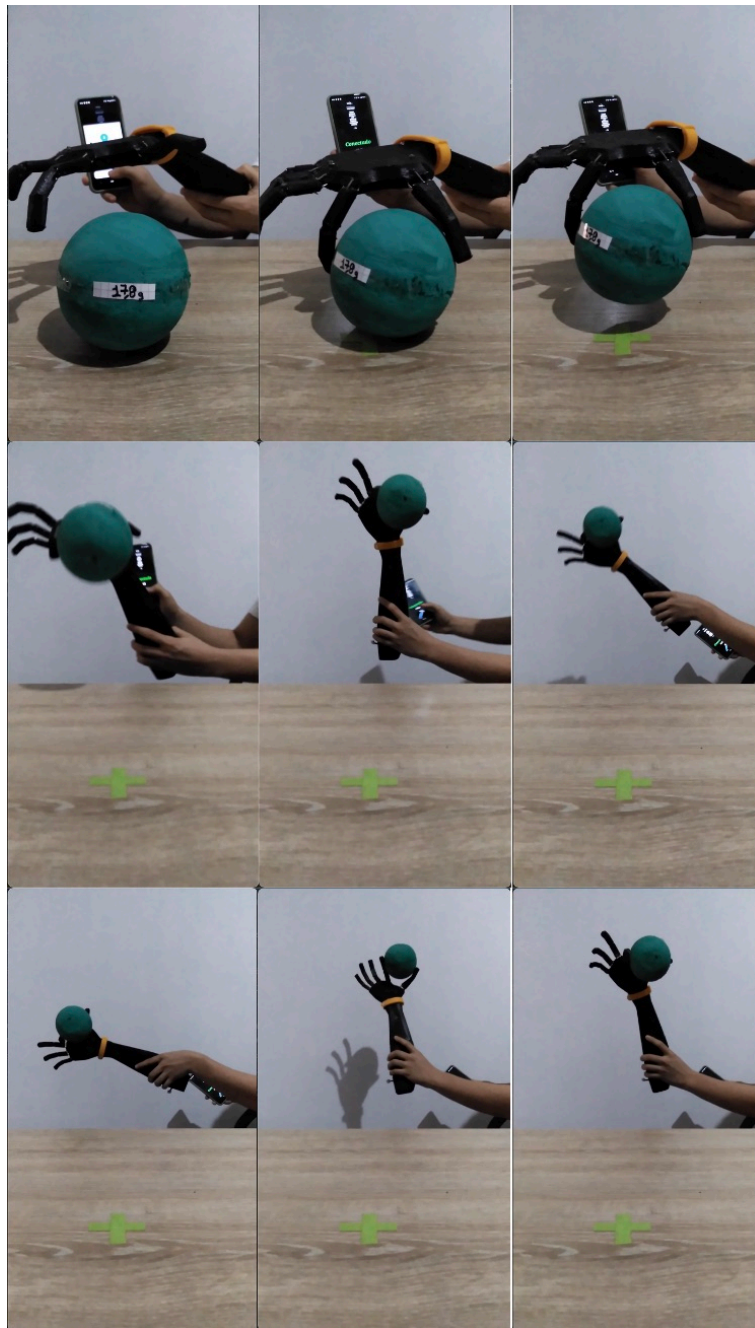


Figura 4-23.: Prueba final de movimiento "AGARRE" bola de 17,8 gramos.

Luego de realizar diferentes pruebas con distintos tipos de material, superficie y estructura; los objetos con mayor asertividad en las pruebas de "AGARRE" fueron los de superficies ligeramente textiles, acartonadas y/o con algún tipo de aspereza, inferiores a 100 gramos de masa, en la anterior imagen **Ver Figura 4-23** se puede ver que a pesar de sufrir varios movimientos aleatorios de rotación y translación, el sistema próésico logra tener entre sus dedos, sin dejar caer el objeto de prueba.



Figura 4-24.: Prueba final de movimiento "PISTOLA" llaves de 35,6 gramos.

En esta prueba Ver Figura 4-24 se puede comprobar que la prótesis, haciendo uso del movimiento "PISTOLA" puede recoger cualquier conjunto de llaves (inferior a 100 gramos), para que el usuario posteriormente pueda dar uso de las mismas.

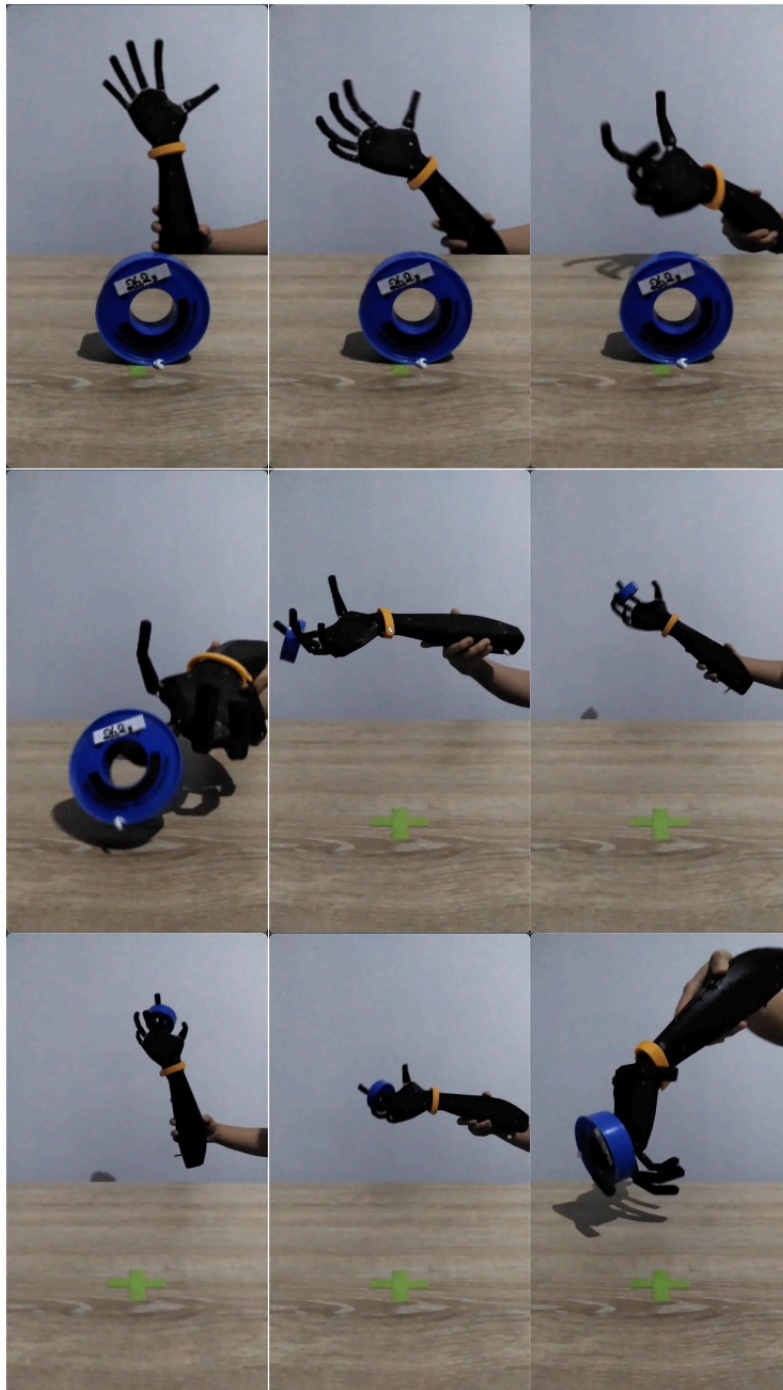


Figura 4-25.: Prueba final de movimiento "SEÑALAR" teflón de 26,2 gramos.

Con el movimiento "SEÑALAR" el usuario puede incluir en sus actividades diaras la toma de algunos objetos con forma similiar a la de un toroide (Menos de 100 gramos).

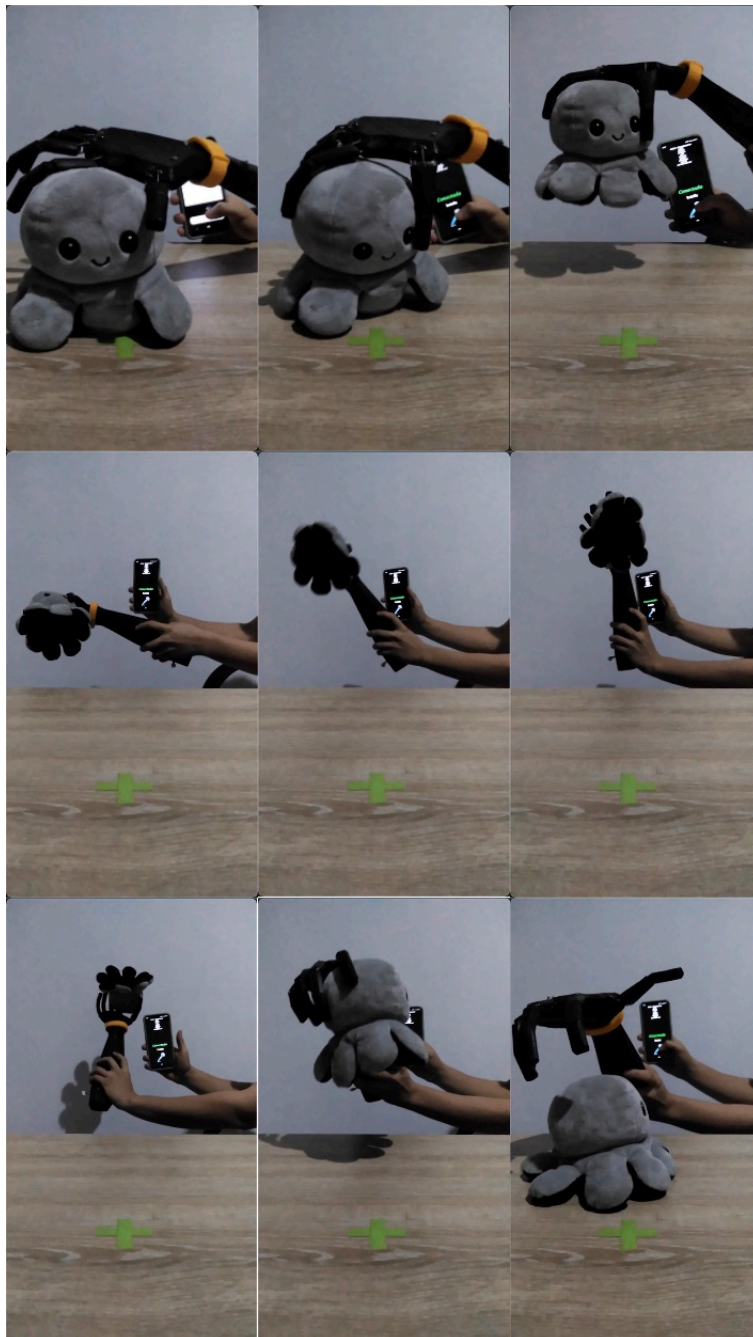


Figura 4-26.: Prueba final, patrón de agarre "BOTELLA" peluche (PULPO) de 63,1 gramos.

El agarre tipo "BOTELLA" permite al usuario tomar algunos objetos con gran seguridad, sin miedo a que se suelte mientras se presentan fuertes movimientos **Ver Figura 4-26.**

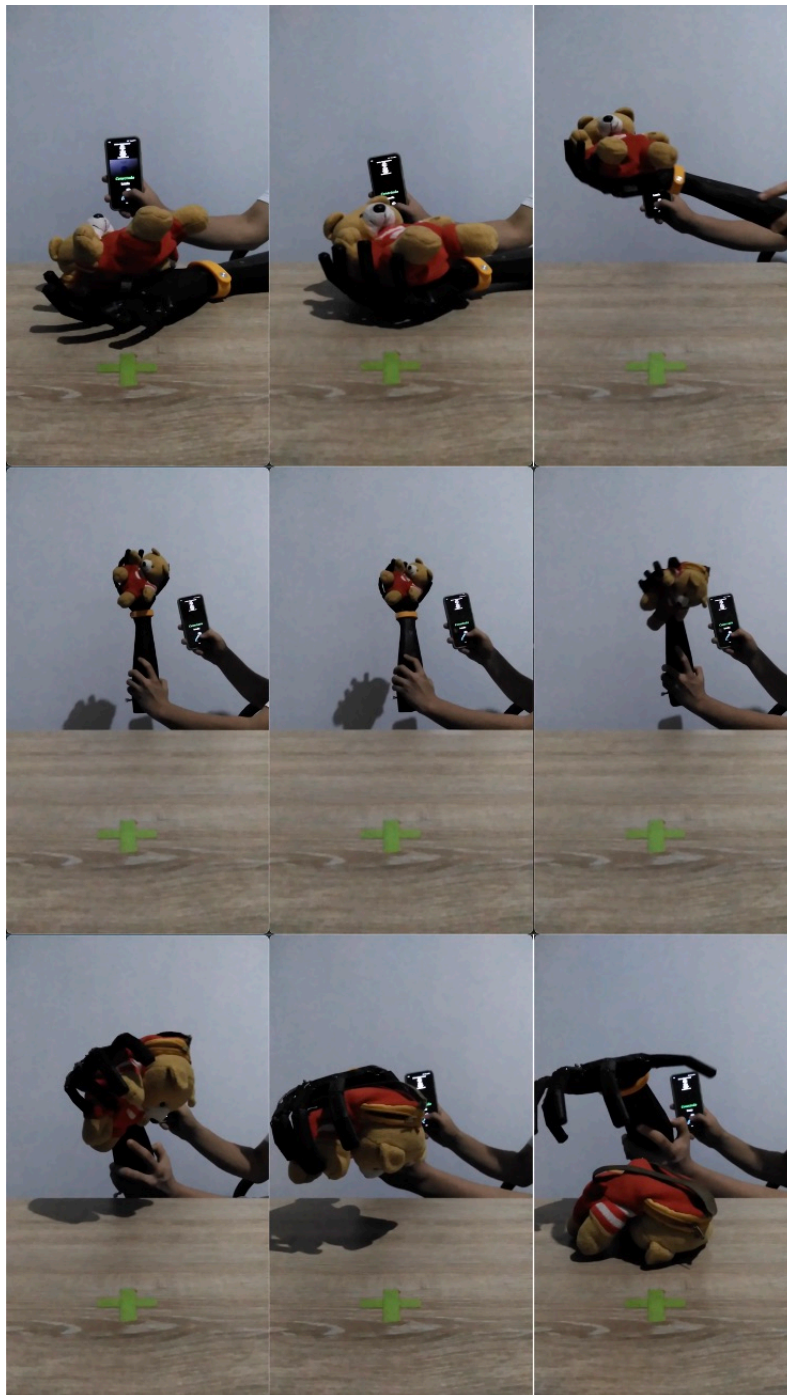


Figura 4-27.: Prueba final, patrón de agarre "BOTELLA" peluche (OSO) de 68 gramos.

Una vez más se puede corroborar la gran efectividad del agarre tipo "BOTELLA" con elementos textiles (PELUCHE), incluso al realizar movimientos bruscos no suelta el objeto a menos que se le indique con el comando "HOME" Ver **Figura 4-27**.

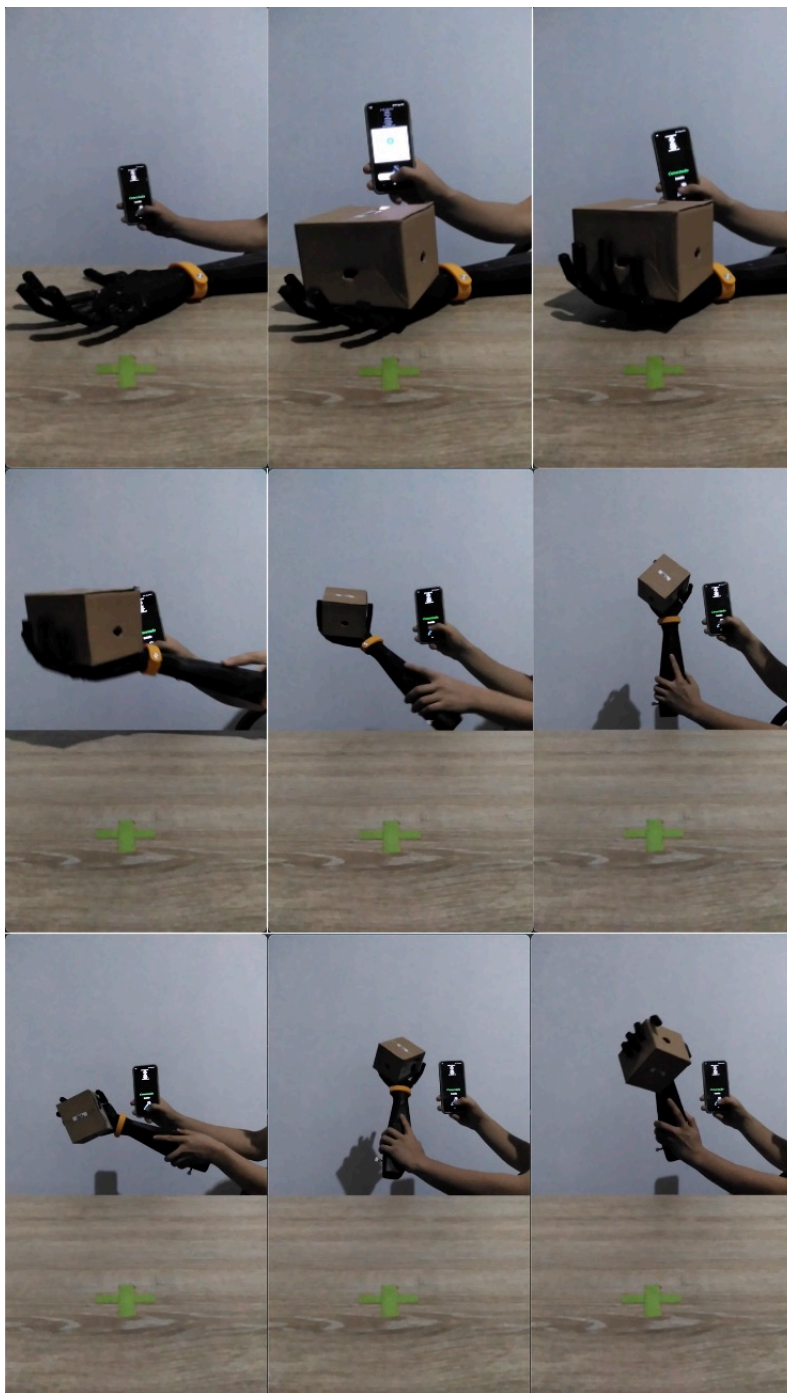


Figura 4-28.: Prueba final, patrón de agarre "BOTELLA" caja de 28,4 gramos.

Otro material que ofrece buenos resultados en las pruebas de agarre con condiciones de movimiento extremo es el cartón, la superficie texturizada de la lija implementada en los dedos, evita el deslizamiento del objeto.



Figura 4-29.: Prueba final, patrón de agarre "BOTELLA" bola de 17,8 gramos.

La bola de icopor de 10 centímetros de diámetro no se suelta bajo ningún movimiento fuerte intencionado Ver Figura 4-23.

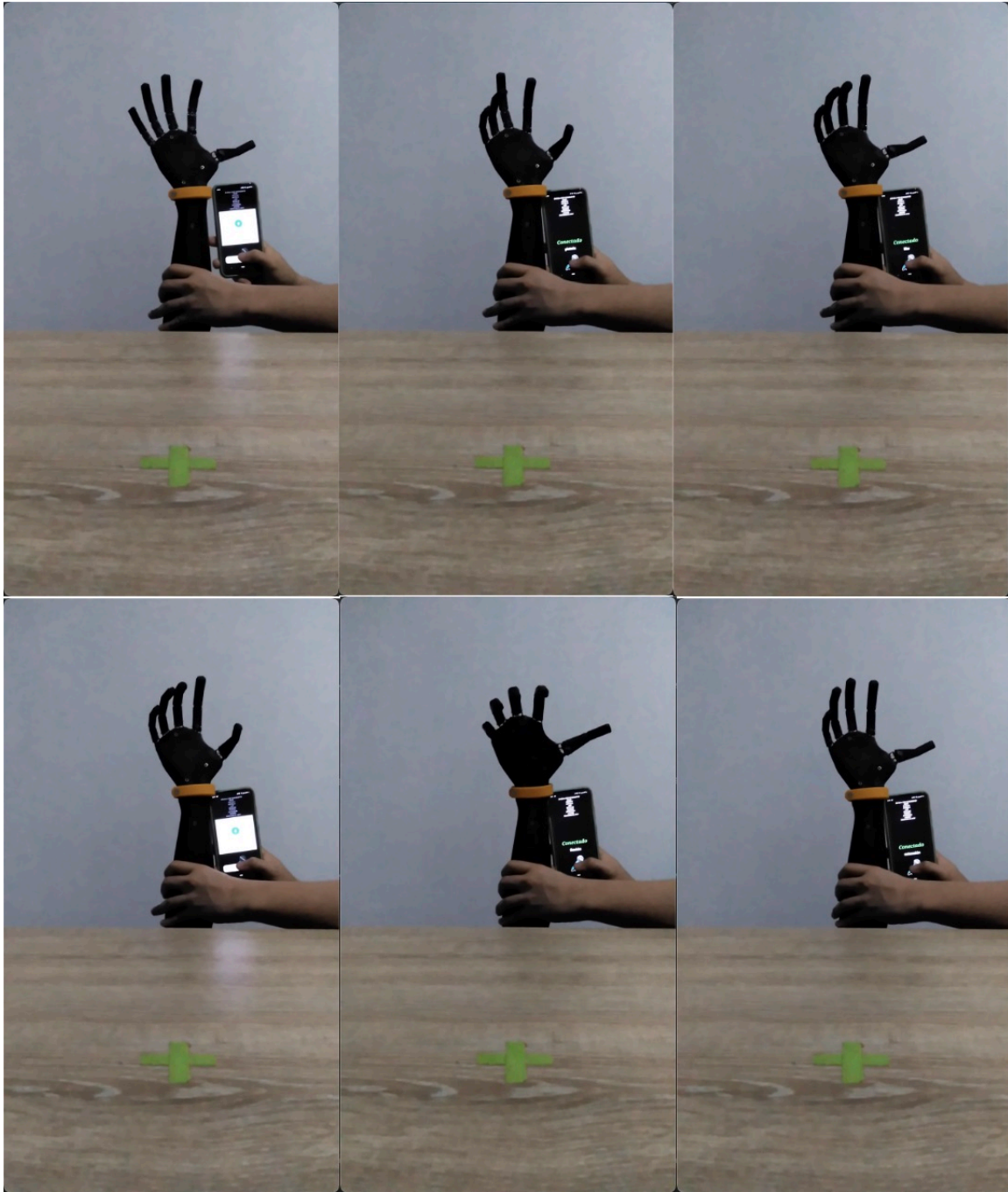


Figura 4-30.: Prueba final, patrones de agarre (VERTICAL) sin carga "HOME", "PISTOLA", "LIKE", "BOTELLA", "FLEXIÓN", "EXTENSIÓN".

En esta prueba se evidencia el correcto funcionamiento de los diferentes movimientos programados en posición vertical, frente a algunos movimientos bruscos la muñeca puede presentar algunos movimientos, en los dedos no se alteran dichos desplazamientos **Ver Figura 4-30**

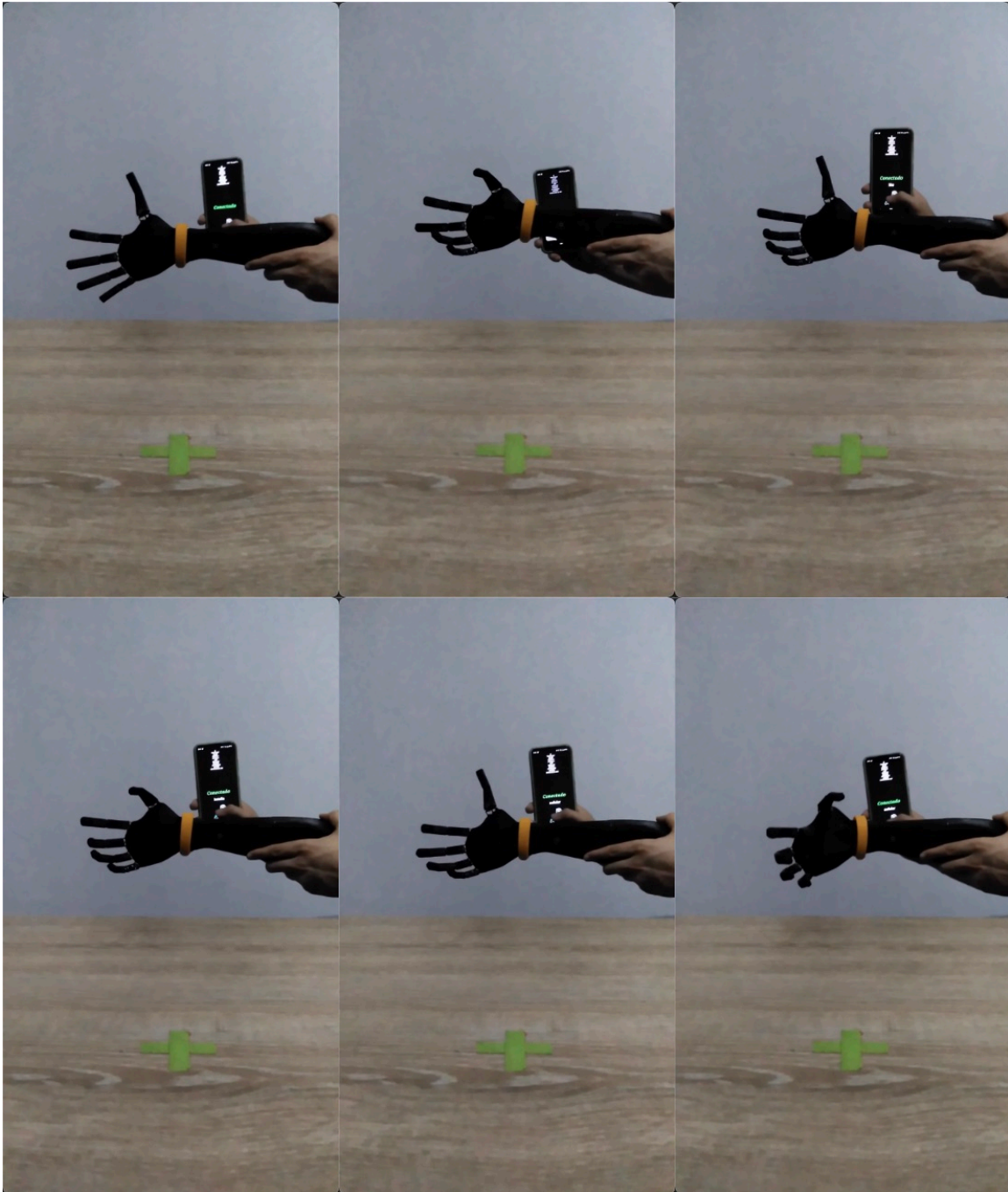


Figura 4-31: Prueba final, patrones de agarre (HORIZONTAL) sin carga "HOME", "PISTOLA", "LIKE", "BOTELLA", "EXTENSIÓN", "FLEXIÓN".

En esta prueba se evidencia el correcto funcionamiento de los diferentes movimientos programados en posición horizontal, frente a algunos movimientos bruscos la muñeca puede presentar algunos movimientos, en los dedos no se alteran dichos desplazamientos **Ver Figura 4-31**



Figura 4-32.: Prueba final de calibración de los 7 actuadores (posición inicial "HOME").

Finalmente se puede observar **Ver Figura 4-32**, el algoritmo de calibración que siempre se hace al iniciar el sistema protésico, con la finalidad de posicionar en "HOME" a los diferentes actuadores.

5. Análisis de costos

Para hacer un acercamiento más real al costo de fabricar este sistema protésico es necesario tener en cuenta el trabajo o mano de obra realizada por el diseñador, cada semana se dedicaron aproximadamente 3 horas, el cronograma de actividades es el siguiente:

ACTIVIDAD	SEMANA																																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32	
Selección de ideas de diseño	✓	✓	✓																														
Elección de componentes y materiales		✓	✓	✓	✓	✓	✓																										
Compra y adquisición de componentes				✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓																		
Diseño mecánico en SolidWorks®								✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓																			
Diseño electrónico de PCB en Proteus®								✓	✓	✓																							
Selección de materiales de impresión 3D													✓																				
Estudio de movimiento													✓	✓																			
Análisis por elementos finitos														✓	✓	✓																	
Fabricación piezas 3D																	✓	✓	✓														
Fabricación PCB's											✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓														
Ensamble de piezas y componentes																				✓													
Corrección y solución de errores																				✓	✓												
Programación y control de actuadores																					✓												
Comunicación serial Bluetooth/Simulink®																						✓											
Simulación en Simscape Multibody TM																					✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	
Pruebas y validación de funcionamiento																							✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	
Realización de documento																										✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓

Figura 5-1.: Cronograma de actividades (Tabla).

Debido al nivel de diseño (Antropomórfico) de la prótesis, es necesario adquirir componentes y materiales de características específicas (Peso, tamaño, precio, facilidad de implementación...). Por tal motivo es necesario importar dichos productos al no haber existencias en el país.

La tabla Ver 5-2 - 5-5 muestra el costo aproximado de los componentes, teniendo en cuenta que los mercados internacionales usan como divisa de cambio el dólar americano (1 USD ≈ \$4000 COP), el envío e impuestos de importación (19% IVA) está incluido.

Se organizó por colores para facilitar el entendimiento del lector; el color amarillo representa a los componentes electrónicos, el verde los mecánicos, el azul materiales variados y el rojo el precio de fabricación dado por el diseñador con respecto a sus horas de trabajo dedicados Ver 5-1.

CANTIDAD	REFERENCIA	IMAGEN	TIENDA	VALOR UNITARIO	VALOR TOTAL
1	ARDUINO NANO ATMEGA328P (CON CABLE)		ALIEXPRESS	\$ 30.000	\$ 30.000
4	DRIVER DOBLE TB6612FNG		ALIEXPRESS	\$ 10.000	\$ 40.000
4	SENSOR DE ÁNGULO DE GIRO CJMCM-103		ALIEXPRESS	\$ 8.000	\$ 32.000
4	MICROMOTOR EN L N20 68RPM (AUTOBLOQUEANTE)		ALIEXPRESS	\$ 25.000	\$ 100.000
1	BATERÍA LIPO TURNIGY NANOTECH 2S 370mAh		HOBBYKING	\$ 55.000	\$ 55.000
1	REGULADOR 7805 DPAK-3 (SMD) 1A		ALIEXPRESS	\$ 1.500	\$ 1.500
1	MÓDULO BLUETOOTH HC-05		ALIEXPRESS	\$ 12.500	\$ 12.500

Figura 5-2.: Costos de fabricación del sistema protésico (Tabla).

3	PLACA ADAPTADORA FFC/FCP 5 PINES		ALIEXPRESS	\$ 7.000	\$ 21.000
3	ACTUADOR LINEAL PQ-12-P ACTUONIX 63:1		ACTUONIX	\$ 320.000	\$ 960.000
2	METRO DE BUS DE DATOS (RIBBON)		ALIEXPRESS	\$ 1.000	\$ 2.000
2	CONECTORES HEMBRA PCB 40 PINES		ALIEXPRESS	\$ 500	\$ 1.000
2	CONECTORES MACHO PCB 40 PINES		ALIEXPRESS	\$ 500	\$ 1.000
1	INTERRUPTOR		ALIEXPRESS	\$ 500	\$ 500
1	CONECTOR MACHO JST		ALIEXPRESS	\$ 1.000	\$ 1.000

Figura 5-3.: Costos de fabricación del sistema protésico (Tabla).

1	BORNERA 2 PINES		ALIEXPRESS	\$ 500	\$ 500
1	CARGADOR LIPO 2-3S TURNIGY		HOBBYKING	\$ 30.000	\$ 30.000
1	PLACA DE CIRCUITO IMPRESO DISEÑADA		ALLPCB	\$ 50.000	\$ 50.000
20	RODAMIENTO MR52ZZ DE BOLA DE RANURA PROFUNDA		ALIEXPRESS	\$ 1.250	\$ 25.000
10	EJE DE TRANSMISIÓN ACERADO 2mm		ALIEXPRESS	\$ 500	\$ 5.000
1	METRO DE ALAMBRE GALVANIZADO 2mm		ALIEXPRESS	\$ 2.500	\$ 2.500
1	ROLLO DE LÍNEA DE PESCA DE FLUOROCARBONO (321bf)		ALIEXPRESS	\$ 25.000	\$ 25.000

Figura 5-4.: Costos de fabricación del sistema protésico (Tabla).

20	MUELLE DE TENSION (GANCHO DOBLE) ACERO INOXIDABLE 304 0.3 X 2 X 10mm		ALIEXPRESS	\$ 1.000	\$ 20.000
1	IMPRESIÓN 3D EN PLA NEGRO, LLENADO 100% CON BOQUILLA 0.2mm		KONDORO	\$ 200.000	\$ 200.000
1	MATERIALES DE BRICOLAJE (ESTAÑO, PINTURA, RESINA EPÓXICA...)		FERRETERÍAS	\$ 14.500	\$ 14.500
100	HORA DE MANO DE OBRA			\$ 11.200	\$ 1.120.000
COSTO DE FABRICACIÓN					\$ 2.750.000

Figura 5-5.: Costos de fabricación del sistema protésico (Tabla).

Con respecto a los \$10.000.000 COP del prototipo anterior [19] el nuevo diseño puede ser fabricado por cerca del 25% del presupuesto anterior, con las nuevas mejoras que conlleva (Relación antropomórfica, peso, control por comandos de voz, aplicativo móvil...).

El actual diseño electrónico **Ver 3-18** y mecánico **Ver 4-16** se puede reducir aún más (\$1.889.000), si en vez de usar los 3 actuadores lineales PQ-12 **3-4**, se da uso a 3 Micro Motores N20 **3-6** con sus correspondientes sensores de posición angular CJMCU-103 **Ver 3-8**.

6. Conclusiones y trabajo futuro

El trabajo expuesto en este documento presenta una posible solución a la pregunta de investigación ¿Cómo rediseñar y refabricar una prótesis funcional de buena calidad para amputación transradial activa que permita al usuario afectado recuperar parte de sus funciones motrices a un costo asequible para la mayoría de las personas? Se propuso realizar un sistema que evitara en su mayoría el desgaste, la fricción y la pérdida de energía causada por los sistemas de 4 barras del sistema anterior [19]. También permite visualizar, simular y controlar la prótesis y algunos de los movimientos básicos del ser humano (Agarre, señalar, flexión, extensión...) lo más antropomórficamente posible, a través de sistemas de detección de palabras por voz. De acuerdo a lo expuesto se concluye que el prototipo puede suplir con ciertas necesidades de movimiento, en especial en la etapa temprana donde el usuario se suele sentir más afectado por ya no poseer su miembro y que a través de comandos de voz y un aplicativo móvil pueda recuperar ciertas funciones. También logra cumplir con una masa inferior al kilogramo, la selección de actuadores, sensores, ubicación de componentes y demás hace posible la utilización de este sistema protésico en una etapa temprana de entrenamiento para el uso de una prótesis con mayor precisión con cargas mayores. En cuanto a la visualización virtual al ser casi en tiempo real permite facilitar la interacción y sensación del dispositivo con los comandos de voz dados por el usuario.

Esta prótesis es tan sólo el comienzo de una serie de desarrollos que se irán integrando para lograr un dispositivo protésico de miembro superior (transradial) de uso clínico. Para seguir mejorando este dispositivo se puede hacer uso de desarrollo de juegos serios (Realidad Virtual/Realidad Aumentada) para mejorar el entrenamiento y la adaptabilidad del usuario, uso de elementos cosméticos (resinas, filamentos) dotados de sensores que retroalimenten al usuario con ciertas variables obtenidas de su interacción con el exterior, es importante que el costo aproximado sin incluir mano de obra de este prototipo ronda los \$2.750.000 pesos colombianos **Ver 5-5**, haciendo de este un dispositivo bastante económico y asequible.

7. Bibliografía

- [1] N. Gorokhova, S. Perepelkina y P. Kovalenko, « *Control System for Forearm Prosthesis with Three Degrees of Freedom in Wrist Module*, » *IEEE Xplore*, 09 June 2020.
- [2] I. Boni, J. Millenaar, M. Controzzi und M. Ortiz-Catalán, "Restoring Natural Forearm Rotation in Transradial Osseointegrated Amputees," *IEEE Xplore*, pp. 2333 - 2341 DOI: 10.1109 / TNSRE.2018.2880948, 12 November 2018.
- [3] K. Ostlie, O. H. Skjeldal, B. Garfelt und P. Magnus, "Adult acquired major upper limb amputation in Norway: prevalence, demographic features and amputation specific features. A population-based survey," *Disability and Rehabilitation*, pp. 33:17-18, 1636-1649 DOI: 10.3109/09638288.2010.541973 , 2011.
- [4] G. Barmparas, "Epidemiology of Post-Traumatic Limb Amputation: A National Trauma Databank Analysis," pp. 1214-1222, 2010.
- [5] K. Nisal, I. Ruhunge, J. Subodha, C. J. Perera und T. D. Lalitharatne, "Design, implementation and performance validation of UOMPro artificial hand: Towards affordable hand prostheses," *IEEE Xplore*, p. DOI: 10.1109/EMBC.2017.8036972, 14 September 2017.
- [6] D. C. Boone und S. P. Azen, "Normal range of motion of joints in male subkects," *The Journal of Bone and Joint Surgery*, pp. Vol. 61-A 756-759, 5 July 1979.
- [7] M. J. Soucie, C. Wang, A. Forsyth, S. Funk, M. Denny, K. E. Roach und D. Boone, "Range of motion measurements: reference values and a database for comparison studies," *Haemophilia*, pp. Vol. 17, 500-507, 10 November 2010.
- [8] W. N. Timm, S. W. O'Driscoll, M. E. Johnson und Kai-Nan, "Functional Comparison of Pronation and Supination Strengths," *Journal of Hand Therapy*, pp. Vol 6 190-193, July 1993.
- [9] J. L. Morse, M.-C. Jung, G. R. Bashford und M. S. Hallbeck, "Maximal dynamic grip force and wrist torque: The effects of gender, exertion direction, angular velocity, and wrist angle," *Applied Ergonomics*, pp. Vol 37 737-742, November 2006.

- [10] T. Kobayashi, M. Yoshikawa, K. Ogawa, S. Ohmatsu und N. Kawashima, "Compact and Lightweight Transradial Electric Prosthesis for Children with Forearm Deficiency," IEEE Xplore, p. DOI: 10.1109/EMBC.2019.8856473, 07 October 2019.
- [11] S. Chaturvedi, A. Gupta, A. K. Bhat und H. K. Kamat, "Fucntional Modification of Upper Limb Prosthesis for Below Elbow Congential Deficiencies," IEEE Xplore, p. DOI: 10.1109 / BIA48344.2019.8967449, 27 January 2020.
- [12] D. Narváez und D. A. Elías, "Design of a 3-DOF prosthetic wrist for low-cost transradial myoelectric upper limb prosthesis," IEEE Xplore, p. DOI: 10.1109 / CHILECON47746.2019.8988104, 10 February 2020.
- [13] C. Toledo, L. Leija, R. Muñoz, A. Vera und A. Ramirez, "Upper limb prostheses for amputations above elbow: A review," IEEE Xplore, p. DOI: 10.1109/PAHCE.2009.5158375, 07 July 2009.
- [14] L. T. Inc, "The Boston Elbow". 1984.
- [15] O. Bock, "Otto Bock Hand". Germany.
- [16] M. Control, "Utah Arm". 1981.
- [17] J. Fajardo, V. Ferman, A. Muñoz, D. Andrade, A. R. Neto und E. Rohmer, "User-Prosthesis Interface for Upper Limb Prosthesis Based on Object Classification," IEEE Xplore, 27 December 2018.
- [18] J. Fajardo, V. Ferman, A. Lemus und E. Rohmer, "An Affordable open-source multi-functional upper-limb prosthesis with intrinsic actuation," IEEE Xplore, 04 September 2017.
- [19] J. C. Hernández Mejía, "Diseño e implementación de un sistema protésico para rehabilitación de personas con amputación tras-humeral," 2014.
- [20] F. C. FERNÁNDEZ, "Sí hay salida para los amputados," EL TIEMPO, 19 April 2006.
- [21] Ministerio de Salud, "minsalud.gov.co," November 2017. [Online]. Available:<https://www.minsalud.gov.co/sites/rid/Lists/BibliotecaDigital/RIDE/DE/PES/presentacion-sala-situacional-discapacidad-2017.pdf>.

- [22] Presidencia de la República de Colombia, "DESCONTAMINA COLOMBIA," [Online]. Available: <http://www.accioncontraminas.gov.co/Estadisticas/estadisticas-de-victimas>. [Accessed 10 12 2020].
- [23] SUPERINTENDENCIA NACIONAL DE SALUD, "SUPERSALUD," 25 May 2017. [Online]. Available: <https://docs.supersalud.gov.co/PortalWeb/Juridica/CircularesExterna/circular%20externa%20004%20de%202017.pdf>.
- [24] MINISTERIO DEL TRABAJO, "dapre.presidencia.gov.co," 06 April 2017. [Online]. Available: <https://dapre.presidencia.gov.co/normativa/normativa/DECRETO%20600%20DEL%2006%20DE%20ABRIL%20DE%202017.pdf>.
- [25] PRESIDENCIA DE LA REPÚBLICA DE COLOMBIA, "DESCONTAMINA COLOMBIA," [Online]. Available: <http://www.accioncontraminas.gov.co/Estadisticas/estadisticas-> [Accessed 11 12 2020].
- [26] ottobock, "ottobock.es," 2014. [Online]. Available: <https://www.ottobock.es/protesica/informacion-para-amputados/de-la-amputacion-a-la-rehabilitacion/>.
- [27] ottobock, "ottobock.es," 2014. [Online]. Available: <https://www.ottobock.es/protesica/informacion-para-amputados/tratamiento-protesico/>.
- [28] ottobock, "ottobock.es," 2014. [Online]. Available: <https://www.ottobock.es/protesica/informacion-para-amputados/de-la-amputacion-a-la-rehabilitacion/altura-de-la-amputacion/>.
- [29] ottobock, "ottobock.es," 2014. [Online]. Available: <https://www.ottobock.es/protesica/informacion-para-amputados/de-la-amputacion-a-la-rehabilitacion/>.
- [30] K. Ogata, "Ingeniería de control moderna," Madrid, PEARSON, 2010, pp. 5.ed 7-8.
- [31] J. V. Basmajian und C. J. de Luca, "Muscles Alive: Their Functions Revealed by Electromyography," Williams Wilkins, p. 5ed, 1985.
- [32] Apta, Guide to Physical Therapist Practice, American Physical Therapy Association, 1656.
- [33] S. B. Sullivan und T. J. Schmitz, Physical Rehabilitation, Philadelphia: F.A. Davis

Company, 2007.

[34] Defensoría, "defensoria.gov.co," 27 February 2013. [Online]. Available: https://www.defensoria.gov.co/public/Normograma%202013_html/Normas/Ley_1618_2013.pdf.

[35] DANE, "dane.gov.co," 01 November 2010. [Online]. Available: <https://www.dane.gov.co/index.php/estadisticas-por-tema/demografia-y-poblacion/discapacidad>.

[36] N. Gorokhova, S. Perepelkina und P. Kovalenko, "Control System for Forearm Prosthesis with Three Degrees of Freedom in Wrist Module," IEEE Xplore, p. DOI: 10.1109 / ICIEAM48468.2020.9112014, 09 June 2020.

A. Apéndice: ENSAMBLAJESIMSCAPE_DataFile.m

Listing A.1: ENSAMBLAJESIMSCAPE_DataFile.m

```
1
2  %===== RigidTransform =====%
3
4  %Initialize the RigidTransform structure array by filling in
5  null values.
6  smiData.RigidTransform(83).translation = [0.0 0.0 0.0];
7  smiData.RigidTransform(83).angle = 0.0;
8  smiData.RigidTransform(83).axis = [0.0 0.0 0.0];
9  smiData.RigidTransform(83).ID = '';
10
11 %Translation Method – Cartesian
12 %Rotation Method – Arbitrary Axis
13 smiData.RigidTransform(1).translation = [30
14     -4.50000000000000595 2.50000000000000302]; %mm
15 smiData.RigidTransform(1).angle = 2.0943951023931953; % rad
16 smiData.RigidTransform(1).axis = [0.57735026918962584
17     -0.57735026918962584
18     0.57735026918962584];
19 smiData.RigidTransform(1).ID = 'B[ANULAR 3-1:-:ANULAR 3 -
20     copia-1]';
21
22 .
23 .
24 .
25
26 %Translation Method – Cartesian
27 %Rotation Method – Arbitrary Axis
28 smiData.RigidTransform(82).translation = [-1.99999999999999645
29     3.99999999999999787
30     22.9999999999999996]; %mm
```

```

25 smiData.RigidTransform(82).angle = 2.0943951023931953; %rad
26 smiData.RigidTransform(82).axis = [-0.57735026918962551
    -0.57735026918962618
27 -0.57735026918962562];
28 smiData.RigidTransform(82).ID = 'F[MENIQUE 1_2-1:-:MENIQUE 1_2
    - copia-1]';
29
30 %Translation Method - Cartesian
31 %Rotation Method - Arbitrary Axis
32 smiData.RigidTransform(83).translation = [-22.97835759240872
    -93.991506154615095
33 263.63534745569575]; %mm
34 smiData.RigidTransform(83).angle = 1.5707963267949003; %rad
35 smiData.RigidTransform(83).axis = [1 0 0];
36 smiData.RigidTransform(83).ID = 'RootGround[ANTEBRAZO-1]';
37
38
39 %===== Solid =====%
40 %Center of Mass (CoM) %Moments of Inertia (MoI) %Product of
    Inertia (PoI)
41
42 %Initialize the Solid structure array by filling in null
    values.
43 smiData.Solid(22).mass = 0.0;
44 smiData.Solid(22).CoM = [0.0 0.0 0.0];
45 smiData.Solid(22).MoI = [0.0 0.0 0.0];
46 smiData.Solid(22).PoI = [0.0 0.0 0.0];
47 smiData.Solid(22).color = [0.0 0.0 0.0];
48 smiData.Solid(22).opacity = 0.0;
49
50 smiData.Solid(22).ID = '';
51
52 %Inertia Type - Custom
53 %Visual Properties - Simple
54 smiData.Solid(1).mass = 0.0034877300175154432; %kg
55 smiData.Solid(1).CoM = [-0.0011795760558516871
    -2.6312049855944886
56 22.805080149623919]; %mm
57 smiData.Solid(1).MoI = [0.58520492301792804
    0.57583890966064477

```

```

58 0.17245864387451501]; % kg*mm^2
59 smiData.Solid(1).PoI = [0.11220111904332072 2.3060241894271482
    e-05
60 2.1605965988331851e-06]; % kg*mm^2
61 smiData.Solid(1).color = [0.29803921568627451
    0.29803921568627451
62 0.29803921568627451];
63 smiData.Solid(1).opacity = 1;
64 smiData.Solid(1).ID = 'MENIQUE 1_2 - copia:**Predeterminado';
65
66 %Inertia Type - Custom
67 %Visual Properties - Simple
68 smiData.Solid(2).mass = 0.0053641176149794847; % kg
69 smiData.Solid(2).CoM = [-0.00049903458719955762
    -3.1683839001555967
70 31.10454754778284]; %mm
71 smiData.Solid(2).MoI = [1.6124751156013561 1.5837798886156784
72 0.3555593859047928]; % kg*mm^2
73 smiData.Solid(2).PoI = [0.29819230214982029 6.2057995627728312
    e-05
74 2.1125652336109779e-06]; % kg*mm^2
75 smiData.Solid(2).color = [0.29803921568627451
    0.29803921568627451 0.29803921568627451];
76 smiData.Solid(2).opacity = 1;
77 smiData.Solid(2).ID = 'ANULAR 1_2 - copia:**Predeterminado';
78
79 .
80 .
81 .

```

B. Apéndice: Función Bluetooth

Listing B.1: Función Bluetooth

```
1
2 void BLUETOOTH()
3 {
4 //     if(BT.available()>0){
5 //     BT.println();
6 //     BT.println("-");
7     BT.println("-----");
8     BT.println();
9     BT.println(" ''PROTESIS'' ");
10    BT.println();
11    BT.println("HOME");
12    BT.println("PISTOLA");
13    BT.println("BOTELLA");
14    BT.println("LIKE");
15    BT.println("SENALAR");
16    BT.println("FLEXION");
17    BT.println("EXTENSION");
18    BT.println("AGARRE");
19    BT.println();
20    BT.println("...Para salir diga CLOSE...");
21    BT.println("INGRESE EL MOVIMIENTO: ");
22    BT.println();
23    String cadena = BT.readStringUntil('\n');
24    cadena = cadena.substring(0, cadena.length()-1);
25    BT.println("Ejecutando: " + cadena);
26    BT.println();
27    if(cadena == "HOME"){
28        BT.println("HOME...");
29        POS_B_1=0;
30        POS_B_2=0;
31        POS_B_3=0;
```



```
32     POS_B_4=0;
33     POS_B_5=0;
34     POS_B_6=1;
35 }
36 if(cadena == "PISTOLA") {
37     BT.println("PISTOLA...");
38     POS_B_1=1;
39     POS_B_2=1;
40     POS_B_3=0;
41     POS_B_4=1;
42     POS_B_5=1;
43     POS_B_6=1;
44 }
45 if(cadena == "BOTELLA") {
46     BT.println("BOTELLA...");
47     POS_B_1=1;
48     POS_B_2=1;
49     POS_B_3=1;
50     POS_B_4=1;
51     POS_B_5=1;
52     POS_B_6=1;
53 }
54 if(cadena == "LIKE") {
55     BT.println("LIKE...");
56     POS_B_1=1;
57     POS_B_2=1;
58     POS_B_3=1;
59     POS_B_4=1;
60     POS_B_5=0;
61     POS_B_6=1;
62 }
63 if(cadena == "SENALAR") {
64     BT.println("SENALAR...");
65     POS_B_1=1;
66     POS_B_2=1;
67     POS_B_3=1;
68     POS_B_4=0;
69     POS_B_5=1;
70     POS_B_6=1;
71 }
```

```

72     if(cadena == "FLEXION"){
73         BT.println("FLEXION...");
74         POS_B_1=1;
75         POS_B_2=1;
76         POS_B_3=1;
77         POS_B_4=1;
78         POS_B_5=1;
79         POS_B_6=2;
80     }
81     if(cadena == "EXTENSION"){
82         BT.println("EXTENSION...");
83         POS_B_1=0;
84         POS_B_2=0;
85         POS_B_3=0;
86         POS_B_4=0;
87         POS_B_5=0;
88         POS_B_6=0;
89     }
90     if(cadena == "AGARRE"){
91         BT.println("AGARRE...");
92         POS_B_1=0;
93         POS_B_2=0;
94         POS_B_3=0;
95         POS_B_4=1;
96         POS_B_5=1;
97         POS_B_6=1;
98     }
99     if(cadena == "CLOSE"){
100         BT.println("CERRANDO SESION...");
101         delay(100);
102         BT.println("HASTA PRONTO  :3 ");
103     }
104     if(cadena != ""){
105         MOV=0;
106     }
107     BT.println();
108     cadena = "";
109     //}
110 }

```

C. Apéndice: Funciones Movimientos

Listing C.1: Funciones Movimientos

```
1
2 //----- FUNCIONES MOVIMIENTOS
  -----
3 void MUNECA_ABRIR () {
4     digitalWrite (M1_A1, HIGH);
5     digitalWrite (M1_A2, LOW);
6 }
7 void MUNECA_CERRAR () {
8     digitalWrite (M1_A1, LOW);
9     digitalWrite (M1_A2, HIGH);
10 }
11 void MUNECA_OFF () {
12     digitalWrite (M1_A1, LOW);
13     digitalWrite (M1_A2, LOW);
14 }
15 void PULGAR_ABRIR () {
16     digitalWrite (M1_B1, LOW);
17     digitalWrite (M1_B2, HIGH);
18 }
19 void PULGAR_CERRAR () {
20     digitalWrite (M1_B1, HIGH);
21     digitalWrite (M1_B2, LOW);
22 }
23 void PULGAR_OFF () {
24     digitalWrite (M1_B1, LOW);
25     digitalWrite (M1_B2, LOW);
26 }
27 void INDICE_ABRIR () {
28     digitalWrite (M2_A1, LOW);
29     digitalWrite (M2_A2, HIGH);
30 }
```

```
31 void INDICE_CERRAR () {
32     digitalWrite (M2_A1, HIGH);
33     digitalWrite (M2_A2, LOW);
34 }
35 void INDICE_OFF () {
36     digitalWrite (M2_A1, LOW);
37     digitalWrite (M2_A2, LOW);
38 }
39 void CORAZON_ABRIR () {
40     digitalWrite (M2_B1, HIGH);
41     digitalWrite (M2_B2, LOW);
42 }
43 void CORAZON_CERRAR () {
44     digitalWrite (M2_B1, LOW);
45     digitalWrite (M2_B2, HIGH);
46 }
47 void CORAZON_OFF () {
48     digitalWrite (M2_B1, LOW);
49     digitalWrite (M2_B2, LOW);
50 }
51 void ANULAR_ABRIR () {
52     digitalWrite (M3_1, LOW);
53     digitalWrite (M3_2, HIGH);
54 }
55 void ANULAR_CERRAR () {
56     digitalWrite (M3_1, HIGH);
57     digitalWrite (M3_2, LOW);
58 }
59 void ANULAR_OFF () {
60     digitalWrite (M3_1, LOW);
61     digitalWrite (M3_2, LOW);
62 }
63 void MENIQUE_ABRIR () {
64     digitalWrite (M4_A1, HIGH);
65     digitalWrite (M4_A2, LOW);
66 }
67 void MENIQUE_CERRAR () {
68     digitalWrite (M4_A1, LOW);
69     digitalWrite (M4_A2, HIGH);
70 }
```

```
71 void MENIQUE_OFF () {  
72     digitalWrite(M4_A1, LOW);  
73     digitalWrite(M4_A2, LOW);  
74 }
```

D. Apéndice: INICIALIZACIÓN (POSICIÓN DE LOS DEDOS)

Listing D.1: Función de Inicialización

```
1
2 //----- INICIALIZACION
   -----
3 void INICIALIZAR() {
4   while(INI != 6) {
5
6     if(INI== 0) {
7       ADCs();
8       if(DEG_INDICE == 88 || DEG_INDICE == 89 || DEG_INDICE == 90
9         || DEG_INDICE == 91 || DEG_INDICE == 92) {
10        INDICE_OFF();
11        INI=1;
12        delay(10);
13      }
14      ADCs();
15      if(DEG_INDICE < 90) {
16        INDICE_CERRAR();
17        delay(2);
18        INDICE_OFF();
19      }
20      ADCs();
21      if(DEG_INDICE > 90) {
22        INDICE_ABRIR();
23        delay(2);
24        INDICE_OFF();
25      }
26    }
27    if(INI == 1) {
28      ADCs();
```

```
29  if(DEG_CORAZON == 268 || DEG_CORAZON == 269 ||DEG_CORAZON
30  == 270 || DEG_CORAZON == 271 ||DEG_CORAZON == 272){
31      CORAZON_OFF();
32      INI=2;
33      delay(10);
34  }
35  ADCs();
36  if(DEG_CORAZON < 270){
37      CORAZON_ABRIR();
38      delay(2);
39      CORAZON_OFF();
40  }
41  ADCs();
42  if(DEG_CORAZON > 270){
43      CORAZON_CERRAR();
44      delay(2);
45      CORAZON_OFF();
46  }
47  }
48  if(INI== 2){
49      ADCs();
50  if(DEG_ANULAR == 88 || DEG_ANULAR == 89 || DEG_ANULAR == 90
51  || DEG_ANULAR == 91 || DEG_ANULAR == 92){
52      ANULAR_OFF();
53      INI=3;
54  delay(10);
55  }
56  ADCs();
57  if(DEG_ANULAR < 90){
58      ANULAR_CERRAR();
59      delay(2);
60      ANULAR_OFF();
61  }
62  }
63  ADCs();
64  if(DEG_ANULAR > 90){
65      ANULAR_ABRIR();
66      delay(2);
67      ANULAR_OFF();
68  }
```

```
69  }
70  if (INI == 3) {
71  ADCs ();
72  if (DEG_MENIQUE == 268 || DEG_MENIQUE == 269 || DEG_MENIQUE
73  == 270 || DEG_MENIQUE == 271 || DEG_MENIQUE == 272) {
74      MENIQUE_OFF ();
75      INI=4;
76      delay (10);
77  }
78  ADCs ();
79  if (DEG_MENIQUE < 270) {
80      MENIQUE_ABRIR ();
81      delay (2);
82      MENIQUE_OFF ();
83  }
84  ADCs ();
85  if (DEG_MENIQUE > 270) {
86      MENIQUE_CERRAR ();
87      delay (2);
88      MENIQUE_OFF ();
89  }
90  }
91  if (INI == 4) {
92
93  ADCs ();
94  if (MM_MUNECA1 == 8 ) {
95  MUNECA_OFF ();
96  INI=5;
97  delay (10);
98  }
99  ADCs ();
100 if (MM_MUNECA1 < 8) {
101 MUNECA_ABRIR ();
102 delay (2);
103 MUNECA_OFF ();
104 }
105 ADCs ();
106 if (MM_MUNECA1 > 8) {
107 MUNECA_CERRAR ();
108 delay (2);
```



```
109  MUNECA_OFF ();
110  }
111  }
112  if (INI == 5) {
113  ADCs ();
114  if (MM_PULGAR == 19) {
115  delay (10);
116  PULGAR_OFF ();
117  INI=6;
118  }
119  ADCs ();
120  if (MM_PULGAR < 19) {
121  PULGAR_ABRIR ();
122  delay (1500);
123
124  INI=6;
125  }
126  }
127
128  }
129  }
```

E. Apéndice: MOVIMIENTOS

Listing E.1: Función de Movimientos

```
1
2 void MOVIMIENTOS () {
3 //-----
4 -----
5 ---- CERRAR -----
6 while(MOV != 1) {
7
8 MOV=0;
9 ADCs ();
10
11 if (POS_A_1 < POS_B_1) {
12     ADCs ();
13     if (DEG_MENIQUE != 88 || DEG_MENIQUE != 89 || DEG_MENIQUE != 90
14         || DEG_MENIQUE != 91 || DEG_MENIQUE != 92) {
15         MENIQUE_CERRAR ();
16         delay (20);
17     }
18     if (DEG_MENIQUE == 88 || DEG_MENIQUE == 89 || DEG_MENIQUE == 90
19         || DEG_MENIQUE == 91 || DEG_MENIQUE == 92) {
20         POS_B_1=POS_A_1;
21         MENIQUE_OFF ();
22     }
23 }
24 if (POS_A_2 < POS_B_2) {
25     ADCs ();
26     if (DEG_ANULAR != 268 || DEG_ANULAR != 269 || DEG_ANULAR != 270
27         || DEG_ANULAR != 271 || DEG_ANULAR != 272) {
28         ANULAR_CERRAR ();
29         delay (20);
30     }
31 }
```

```
32  if(DEG_ANULAR == 268 || DEG_ANULAR == 269 ||DEG_ANULAR == 270
33  || DEG_ANULAR == 271 ||DEG_ANULAR == 272) {
34  POS_B_2=POS_A_2;
35  ANULAR_OFF();
36  }
37  }
38  if(POS_A_3 < POS_B_3) {
39  ADCs();
40  if(DEG_CORAZON != 88 || DEG_CORAZON != 89 ||DEG_CORAZON != 90
41  || DEG_CORAZON != 91 ||DEG_CORAZON != 92) {
42  CORAZON_CERRAR();
43  delay(20);
44  }
45  if(DEG_CORAZON == 88 || DEG_CORAZON == 89 ||DEG_CORAZON == 90
46  || DEG_CORAZON == 91 ||DEG_CORAZON == 92) {
47  POS_B_3=POS_A_3;
48  CORAZON_OFF();
49  }
50  }
51  if(POS_A_4 < POS_B_4) {
52  ADCs();
53  if(DEG_INDICE != 268 || DEG_INDICE != 269 ||DEG_INDICE != 270
54  || DEG_INDICE != 271 ||DEG_INDICE != 272) {
55  INDICE_CERRAR();
56  delay(20);
57  }
58  if(DEG_INDICE == 268 || DEG_INDICE == 269 ||DEG_INDICE == 270
59  || DEG_INDICE == 271 ||DEG_INDICE == 272) {
60  POS_B_4=POS_A_4;
61  INDICE_OFF();
62  }
63  }
64
65  if(POS_A_5 < POS_B_5) {
66  ADCs();
67  if(MM_PULGAR != 0) {
68  PULGAR_CERRAR();
69  delay(120);
70  }
71  if(MM_PULGAR == 0) {
```

```

72  POS_B_5=POS_A_5;
73  PULGAR_OFF();
74  }
75  }
76  if(POS_A_6 < POS_B_6){
77  ADCs();
78  if(MM_MUNECA1 != 0){
79  MUNECA_CERRAR();
80  delay(120);
81  }
82  if(MM_MUNECA1 == 0){
83  POS_B_6=POS_A_6;
84  MUNECA_OFF();
85  }
86  }
87
88  //-----
89  -----
90  ---- ABRIR -----
91  if(POS_A_1 > POS_B_1){
92    ADCs();
93
94  if(DEG_MENIQUE != 268 || DEG_MENIQUE != 269 ||DEG_MENIQUE !=
    270
95  || DEG_MENIQUE != 271 ||DEG_MENIQUE != 272){
96    MENIQUE_ABRIR();
97
98    delay(20);
99  }
100  if(DEG_MENIQUE == 268 || DEG_MENIQUE == 269 ||DEG_MENIQUE ==
    270
101  || DEG_MENIQUE == 271 ||DEG_MENIQUE == 272){
102  POS_B_1=POS_A_1;
103  MENIQUE_OFF();
104  }
105  }
106  if(POS_A_2 > POS_B_2){
107    ADCs();
108  if(DEG_ANULAR != 88 || DEG_ANULAR != 89 ||DEG_ANULAR != 90
109  || DEG_ANULAR != 91 ||DEG_ANULAR != 92){

```

```
110     ANULAR_ABRIR();
111     delay(20);
112 }
113 if(DEG_ANULAR == 88 || DEG_ANULAR == 89 ||DEG_ANULAR == 90
114 || DEG_ANULAR == 91 ||DEG_ANULAR == 92){
115     POS_B_2=POS_A_2;
116     ANULAR_OFF();
117 }
118 }
119 if(POS_A_3 > POS_B_3){
120     ADCs();
121     if(DEG_CORAZON != 268 || DEG_CORAZON != 269 ||DEG_CORAZON !=
122         270
123         || DEG_CORAZON != 271 ||DEG_CORAZON != 272){
124         CORAZON_ABRIR();
125         delay(20);
126     }
127     if(DEG_CORAZON == 268 || DEG_CORAZON == 269 ||DEG_CORAZON ==
128         270
129         || DEG_CORAZON == 271 ||DEG_CORAZON == 272){
130         POS_B_3=POS_A_3;
131         CORAZON_OFF();
132     }
133 }
134 }
135 if(POS_A_4 > POS_B_4){
136     ADCs();
137     if(DEG_INDICE != 88 || DEG_INDICE != 89 ||DEG_INDICE != 90
138     || DEG_INDICE != 91 ||DEG_INDICE != 92){
139         INDICE_ABRIR();
140         delay(20);
141     }
142     if(DEG_INDICE == 88 || DEG_INDICE == 89 ||DEG_INDICE == 90
143     || DEG_INDICE == 91 ||DEG_INDICE == 92){
144         POS_B_4=POS_A_4;
145         INDICE_OFF();
146     }
147 }
148 if(POS_A_5 > POS_B_5){
149     ADCs();
```

```
148  if (MM_PULGAR != 19) {
149  PULGAR_ABRIR();
150  delay(120);
151  }
152  if (MM_PULGAR == 19) {
153  POS_B_5=POS_A_5;
154  PULGAR_OFF();
155  }
156  }
157  if (POS_A_6 > POS_B_6) {
158  ADCs();
159  if (MM_MUNECA1 != 19) {
160  MUNECA_ABRIR();
161  delay(120);
162  }
163
164  if (MM_MUNECA1 == 19) {
165  POS_B_6=POS_A_6;
166  MUNECA_OFF();
167  }
168  }
169
170  if (POS_A_1 == POS_B_1 && POS_A_2 == POS_B_2 && POS_A_3 ==
171  POS_B_3 && POS_A_4 == POS_B_4 && POS_A_5 == POS_B_5 &&
172  POS_A_6 == POS_B_6) {
173      MOV=1;
174  }
175
176
177  }
178
179  }
180  //-----
181  -----
182  -----
```

A. Anexo: VIDEOS

En el siguiente anexo se encuentran los videos de el análisis por elementos finitos, los estudios de movimiento y las pruebas de entrenamiento por comandos de texto y voz. **Google Drive**